

République Algérienne Démocratique et populaire

Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique.

UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE HOUARI

BOUMEDIENE (USTHB), ALGER.

FACULTE DE PHYSIQUE



MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du diplôme de MAGISTER

EN : PHYSIQUE

Option : **PHYSIQUE MEDICALE**

Par : Mlle AMINA KIOUCHE

Thème :

*Évaluation des incertitudes
élémentaires dans la chaîne
dosimétrique*

Soutenu publiquement le 06/07/2010 devant le jury composé de :

P^r. DJEBARA M.	Professeur, USTHB	Président de jury
M^r ARIB M.	Maitre de recherche, CRNA	Directeur de mémoire
M^{me} BRAHIMI Z.	Chargée de recherche, CRNA	Examinatrice
M^r HERRATI A.	Chargé de recherche, CRNA	Examinateur
D^r. MAHIOU M.	Chargé de Recherche, CPMC	Examinateur

SOMMAIRE

INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE I;INTERACTION DES RAYONNEMENTS INDIRECTEMENT IONISANTS AVEC LA MATIERE.....	3
I.1. INTRODUCTION.....	3
I.2. INTERACTION DES RAYONNEMENTS INDIRECTEMENT IONISANTS AVEC LA MATIERE.....	3
I.2.1. MODES D'INTERACTION DES PHOTONS AVEC LA MATIERE.....	3
I.2.1.1. Effet photoélectrique.....	4
I.2.1.2. Effet de production de paire	4
I.2.1.3. Effet Compton.....	5
I.2.1.3.1. Energétique de l'effet Compton.....	5
I.2.1.3.2. Section efficace différentielle de Klein-Nishina	7
I.2.2. IMPORTANCE RELATIVE DES TROIS EFFETS.....	7
I.2.3. ATTENUATION DES PHOTONS DANS LA MATIERE	8
I.3. GRANDEURS ET PARAMETRES DOSIMETRIQUES.....	9
I.3.1. GRANDEURS DOSIMETRIQUE	9
I.3.1.1. La dose absorbée.....	9
I.3.1.2. Le KERMA.....	10
I.3.1.3. Relation entre Kerma et dose absorbée	10
I.3.2. PARAMETRES DOSIMETRIQUE	11
I.3.2.1. Rendement en profondeur	11
I.3.2.2. Facteur d'ouverture du collimateur sur la dose absorbée dans l'eau	12
I.3.2.2. Indice de qualité $TPR_{20,10}$	13
CHAPITRE II;EQUIPEMENTS UTILISES ET PROTOCOLES DOSIMETRIQUES	16
II.1. EQUIPEMENT UTILISE AU LABORATOIRE SECONDAIRE D'ETALONNAGE POUR LA DOSIMETRIE "LSED".....	16
II.1.1. L'UNITE DE COBALT	16
II.1.2. LES CHAMBRES D'IONISATION.....	17
II.1.2.1. Principe de fonctionnement	17
II.1.2.2. Types et caractéristiques des chambres d'ionisation.....	18
II.1.2.2.1. Chambres d'ionisation cylindriques	18
II.1.2.2.2. Chambres plates	19
II.1.2.3. Les gaines d'étanchéité des chambres d'ionisation	21
II.1.3. LES ELECTROMETRES	22
II.1.4. LES FANTOMES.....	22
II.1.5. BAROMETRES ET THERMOMETRES.....	24
II.2. PROTOCOLES DOSIMETRIQUES.....	24
II.2.1. CHAINE INTERNATIONALE DE MESURE ET CLASSIFICATION DES INSTRUMENTS DE MESURE ..	24
II.2.1.1. La chaîne internationale de mesure.....	24
II.2.1.2. Classification des instruments de mesure	25
II.2.1.2. 1. Standards primaires.....	25
II.2.1.2. 2. Standards Secondaires.....	26
II.2.1.2. 3. Standards Tertiaires	26
II.2.2. LES DIFFERENTS PROTOCOLES DOSIMETRIQUES.....	26
II.2.2.1. Protocoles bases sur l'étalonnage en termes de kerma à l'air libre	26
II.2.2.1.1. Détermination de la dose absorbée de référence dans le faisceau de qualité Q ..	27

II.2.2.1.1.1. Conditions de référence.....	27
II.2.2.1.1.2. Principe de détermination de la dose de référence.....	28
II.2.2.2. Protocoles bases sur l'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau	32
II.2.2.2.1. Utilisation du coefficient d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau pour la qualité Q_0	33
II.2.2.2.1.1. Définition du coefficient d'étalonnage.....	33
II.2.2.2.1.2. Application à la dosimétrie en clinique	34
II.2.2.3. Comparaison entre les deux types de protocoles (Relation N_{K,C_0} ; N_{D,W,Q_0}).....	36
CHAPITRE III: NOTIONS THEORIQUES SUR L'INCERTITUDE	37
III.1. INTRODUCTION.....	37
III.2. TERMES METROLOGIQUES GENERAUX	38
III.2.1. GRANDEUR (MESURABLE)	38
III.2.2. VALEUR (D'UNE GRANDEUR).....	38
III.2.3. VALEUR VRAIE (D'UNE GRANDEUR)	38
III.2.4. VALEUR CONVENTIONNELLEMENT VRAIE (D'UNE GRANDEUR)	38
III.2.5. MESURAGE	38
III.2.6. MESURANDE	38
III.2.7. GRANDEUR D'INFLUENCE	38
III.2.8. RESULTAT D'UN MESURAGE.....	38
III.2.9. EXACTITUDE DE MESURE	38
III.2.10. REPETABILITE (DES RESULTATS DE MESURAGE)	39
III.2.11. REPRODUCTIBILITE (DES RESULTATS DE MESURAGE)	39
III.2.12. ECART-TYPE EXPERIMENTAL.....	39
III.2.13. INCERTITUDE (DE MESURE).....	39
III.2.14. ERREUR (DE MESURE).....	40
III.2.15. ERREUR RELATIVE.....	40
III.2.16. ERREUR ALEATOIRE	40
III.2.17. ERREUR SYSTEMATIQUE	40
III.3. LES INCERTITUDES DE MESURES	40
III.3.1. SOURCES D'INCERTITUDE	40
III.3.2. LES COMPOSANTES DE L'INCERTITUDE	41
III.3.3.1. L'incertitude de type A.....	41
III.3.3.2. L'incertitude de type B.....	41
III.3.3. EVALUATION DE L'INCERTITUDE - TYPE.....	42
III.3.3.1. Modélisation de mesurage	42
III.3.3.2. Evaluation de l'incertitude de type A.....	43
III.3.3.3. Evaluation de Type B de l'incertitude-type	43
III.3.3.4. Incertitude type composée.....	44
III.3.3.5. Incertitude élargie	45
CHAPITRE IV: ÉVALUATION DES INCERTITUDES ELEMENTAIRES DANS LA CHAINE DOSIMETRIQUE.....	47
IV.1. INTRODUCTION.....	47
IV.2. METHODOLOGIE.....	47
IV.2.1. INCERTITUDES ELEMENTAIRES INTERVENANT DANS LA MESURE DE LA LECTURE CORRIGEE DU DOSIMETRE.....	49
IV.2.1.1. Influence de la température et de la pression	49
IV.2.1.1.1. Incertitude sur la température	51
a) Incertitude de type A.....	51
b) Incertitude de type B.....	51

c) Incertitude composée.....	55
IV.2.1.1.2. Incertitude sur la pression	55
a) Incertitude de type A.....	55
b) Incertitude de type B.....	55
c) Incertitude composée.....	56
IV.2.1.2. Influence de la polarité.....	56
IV.2.1.3. Influence de la recombinaison.....	57
IV.2.1.4. Influence d'autres paramètres liés à la mesure de la lecture du dosimètre	57
IV.2.1.4.1. Incertitude sur le Courant de fuite.....	57
IV.2.1.4.2. Incertitude sur la lecture affichée	58
a) Paramètres liés au système dosimétrique (chambre +électromètre)	58
b) Paramètres liés au champ d'irradiation.....	66
c) Paramètres liés au positionnement de la chambre d'ionisation.....	70
IV.2.2. CALCUL DE L'INCERTITUDE SUR COEFFICIENT D'ETALONNAGE EN TERMES DE DOSE ABSORBEE DANS L'EAU DE LA CHAMBRE DE ROUTINE.....	80
IV.2.3. CALCUL DE L'INCERTITUDE SUR LA DOSE ABSORBEE DE REFERENCE DANS UN FAISCEAU DE ⁶⁰ Co.....	81
IV.2.4. CALCUL DE L'INCERTITUDE SUR LA DOSE ABSORBEE DE REFERENCE DANS UN FAISCEAU DE PHOTONS DE HAUTE ENERGIE	82
Conclusion.....	86
Annexe A: Principe de Bragg Gray.....	88

Références

INTRODUCTION

Les faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie sont de plus en plus utilisés en radiothérapie pour le traitement des tumeurs cancéreuses. La radiothérapie s'est modernisée ces dernières années avec le développement technologique qui a permis de mettre en œuvre des outils de plus en plus perfectionnés tels que la tomographie, le planning de traitement assisté par ordinateur, grâce aux connaissances acquises dans les domaines voisins tels que la dosimétrie des rayonnements, la radiobiologie et les techniques de fractionnement de dose.

Ce développement a néanmoins introduit des complexités dans les procédures de dosimétrie et de planning de traitement ce qui a entraîné les organismes internationaux tels que la Commission International des Unités Radiologiques (ICRU) à émettre des recommandations pour que la dose absorbée délivrée à la tumeur soit la plus précise possible. En effet, les résultats du traitement par la radiothérapie, dépendent beaucoup de la précision sur la dose délivrée à la tumeur. Un sous dosage au niveau du volume cible augmente considérablement les risques de récidives, alors qu'un sur dosage entraîne un taux de destruction cellulaire intolérable pour certains organes critiques. Il a été conclu que l'écart entre la dose absorbée prescrite par le radiothérapeute et la dose absorbée effectivement délivrée au volume tumorale doit être inférieur à $\pm 5 \%$. Avec le développement de la radiothérapie (introduction de la radiothérapie conformationnelle, IMRT, IGRT,...), des études plus récentes ont démontré que cette limite doit être ramenée à $\pm 3.5 \%$ [ICR93, Mij87].

Ce résultat peut être atteint si les incertitudes intervenant dans le processus de traitement sont réduites à travers un programme d'assurance qualité. Il s'agit essentiellement d'une évaluation permanente des caractéristiques du matériel utilisé, de ses performances fonctionnelles ainsi que des procédures de dosimétrie absolue et relative, celles du positionnement des malades ainsi que l'utilisation des systèmes de planification de traitement.

Une des étapes cruciales qui interviennent dans la précision de la dose délivrée au patient, est la dosimétrie de référence. Il importe avant toute utilisation d'un faisceau de rayonnement, de déterminer la dose absorbée de référence à l'aide d'une chambre d'ionisation étalonnée auprès d'un laboratoire de référence. Cette mesure doit être réalisée dans des conditions dites de référence (taille du champ $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$, distance de 100 ou 80 cm , profondeur de 5 ou 10

fait, il est important d'évaluer toutes les incertitudes intervenant dans la chaîne de dosimétrie de référence pour pouvoir évaluer l'écart de la dose délivrée au patient.

Le but de notre travail est d'établir le bilan des incertitudes qui interviennent dans la dosimétrie de référence. Ce bilan englobe tous les paramètres d'influence liés à l'unité d'irradiation, aux instruments de mesure ainsi qu'aux conditions expérimentales (température, pression, ...).

Pour l'évaluation des incertitudes élémentaires de chaque paramètre, nous avons tenu compte de toutes les sources d'incertitudes directes (type A) et indirectes de type B en se basant sur les résultats des mesures antérieures, sur les données fournies par les certificats d'étalonnage, sur les spécifications des équipements d'irradiation et de dosimétrie et surtout sur l'expérience de l'équipe du laboratoire.

Par ailleurs, chaque paramètre d'influence a été vérifié expérimentalement afin de déterminer les valeurs optimales permettant de réduire l'incertitude associée, et ce, dans le cadre d'un programme d'assurance qualité global.

Chapitre I

Interaction des rayonnements
indirectement ionisants avec la matière

I.1. INTRODUCTION

Un rayonnement ionisant est un rayonnement dont l'énergie est suffisante pour ioniser les atomes ou les molécules qu'il rencontre sur son chemin ; c'est-à-dire pour leur arracher un ou plusieurs électrons.

Les rayonnements ionisants sont constitués soit de rayonnements directement ionisants (particules chargées) soit de rayonnements indirectement ionisants (particules neutres).

Les particules chargées tels que (β , α) ont la faculté d'arracher des électrons appartenant aux atomes de la matière traversée.

Les particules neutres telles que (les rayons γ , les rayons X et les neutrons) produisent des ionisations par l'intermédiaire des particules chargées qu'elles mettent en mouvement.

Dans ce présent travail, nous nous intéresserons qu'aux rayonnements indirectement ionisants, en particulier les photons.

I.2. INTERACTION DES RAYONNEMENTS INDIRECTEMENT IONISANTS AVEC LA MATIERE

On appelle une interaction entre rayonnement et matière tout phénomène se produisant lorsqu'un rayonnement traverse un milieu.

Les particules non chargées (γ , X) interagissent avec la matière en deux temps :

- 1) De manière aléatoire ; elles traversent la matière sans interagir ou disparaissent brutalement à la suite d'une interaction entraînant une atténuation en nombre.
- 2) Puis à coup sûr en émettant des particules chargées (électrons).

I.2.1. Modes d'interaction des photons avec la matière

Parmi les différents processus possibles d'interaction des photons avec les électrons atomiques ou avec les noyaux, nous en étudierons trois qui, dans la gamme d'énergie envisagée ici, jouent un rôle majeur. Ce sont :

L'effet photoélectrique, l'effet de production de paire et l'effet Compton.

Il résulte de ces trois effets la mise en mouvement d'électrons (e^- , e^+), particules secondaires qui vont dissiper l'énergie qui leur a été transférée par le photon en ionisant et excitant la matière.

A énergie égale, et compte tenu des valeurs des sections efficaces des processus élémentaires mis en jeu, les photons ont dans la matière un pouvoir de pénétration bien supérieur à celui des particules chargées.

I.2.1.1. Effet photoélectrique

C'est l'interaction d'un photon d'énergie $E = h\nu$ avec un atome. Le photon est absorbé et son énergie est cédée à un électron lié de l'atome, appelé photoélectron, qui est éjecté avec une énergie cinétique E_{cin} :

$$E_{cin} = h\nu - E_l \quad (I.1.)$$

où ;

E_l est l'énergie de liaison de l'électron.

A la suite de l'effet photoélectrique, il se produit quasi instantanément un réarrangement du cortège électronique de l'atome, avec émission d'X caractéristiques ou d'électrons Auger qui emportent l'énergie d'excitation.

L'effet photoélectrique concerne en priorité les électrons les plus liés, mais il ne peut se produire avec les électrons d'une couche i que si : $h\nu > E_{l,i}$

$E_{l,i}$ Étant l'énergie de liaison de l'électron sur la couche i .

On note qu'environ 80% des interactions se font avec la couche K .

La section efficace photoélectrique par atome, σ_ϕ , dépend fortement de l'énergie du photon et du numéro atomique Z du milieu absorbeur. La dépendance est approximativement en $E^{-3,5} Z^{4,5}$ l'effet photoélectrique est très favorisé dans les milieux de numéro atomique élevé et décroît très vite quand l'énergie augmente.

I.2.1.2. Effet de production de paire

L'effet de production de paire ou matérialisation consiste en la création d'une paire électron-positon lorsqu'un photon pénètre dans le champ coulombien d'un noyau. Le photon disparaît et son énergie est utilisée pour créer la paire et communiquer de l'énergie cinétique à l'électron et au positon.

Soit $h\nu$ l'énergie du photon. La conservation de l'énergie s'écrit :

$$h\nu = 2 m_0 c^2 + E_{e^-} + E_{e^+} \quad (I.2.)$$

où

$m_0 c^2 = 511 \text{ keV}$, équivalent énergétique de la masse de l'électron et du positon

E_{e^-} : Énergie cinétique de l'électron

E_{e^+} : Énergie cinétique du positon

L'équation (I.2.) montre que la création de paire n'est possible que si l'énergie du photon est au moins égale à une énergie seuil, qui est l'énergie nécessaire pour créer la paire. Soit :

$$2 m_0 c^2 = 2 \times 0.511 \text{ keV} = 1.022 \text{ MeV}$$

La matérialisation ne peut se produire dans le vide parce que les principes de conservation de l'énergie et de l'impulsion ne seraient pas alors simultanément satisfaits. Elle devient possible au voisinage d'un noyau qui, lors du processus, récupère de l'impulsion et, en quantité complètement négligeable, de l'énergie.

L'effet de production de paire donne lieu à l'émission de rayonnements secondaires. En effet, en fin de ralentissement, le positon s'annihile avec un électron au repos du milieu, avec émission de deux photons d'annihilation d'énergie 511 keV . La section efficace pour la création de paire est rigoureusement nul si $h\nu < 2 m_0 c^2$. Au delà de cette énergie seuil, elle augmente avec l'énergie comme $\log h\nu$ et croît avec le numéro atomique du milieu comme Z^2 .

I.2.1.3. Effet Compton

C'est l'interaction d'un photon avec un électron peu lié du milieu absorbeur. Le photon est diffusé dans une direction θ par rapport à la direction incidente et perd une fraction de son énergie (Figure I.1.). Cette énergie est cédée à l'électron (électron Compton), qui recule dans une direction ϕ par rapport à la direction incidente.

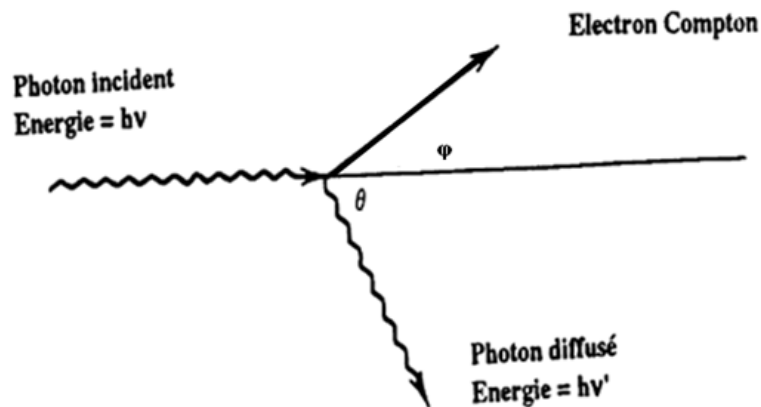


Figure I.1. Effet Compton

I.2.1.3.1. Energétique de l'effet Compton

Pour déterminer l'énergie du photon diffusé et de l'électron Compton, on considère que l'interaction s'effectue avec un électron libre. C'est une bonne approximation puisque l'énergie du photon est généralement grande par rapport à l'énergie de liaison des électrons orbitaux, faiblement liés.

La conservation de l'énergie s'écrit :

$$h\nu = h\nu' + m_0 c^2 (\gamma - 1) \quad (\text{I.3.})$$

$h\nu$: Énergie du photon incident,

$h\nu'$: Énergie du photon diffusé,

$m_0 c^2 (\gamma - 1)$: Énergie cinétique de l'électron Compton,

m_0c^2 : Énergie de masse au repos de l'électron,

$$\gamma = \frac{1}{\sqrt{1 - \beta^2}} \quad \text{et} \quad \beta = \frac{v}{c}$$

v , vitesse de l'électron, et c , vitesse de la lumière

La conservation de l'impulsion projetée sur la direction incidente et la direction perpendiculaire donne :

$$hv = hv' \cos\theta + m_0c^2 \sqrt{\gamma^2 - 1} \cos\varphi \quad (\text{I.4.})$$

$$0 = hv' \sin\theta - m_0c^2 \sqrt{\gamma^2 - 1} \sin\varphi \quad (\text{I.5.})$$

En éliminant l'angle φ de ce système d'équations, l'énergie du photon diffusé est donnée par :

$$hv = \frac{hv}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \quad (\text{I.6.})$$

où $\alpha = \frac{hv}{m_0c^2} = \frac{hv(\text{MeV})}{0,511}$

L'énergie du photon diffusé est maximale pour $\theta \approx 0$, où l'on a $hv \approx hv'$ et minimale pour

$\theta = 180^\circ$, qui correspond au phénomène de rétrodiffusion. On a alors : $hv' = \frac{hv}{1 + 2\alpha}$

Lorsque l'énergie du photon incident est grande ($\alpha \gg 1$) l'énergie du photon rétrodiffusé tend vers une limite donnée par $m_0c^2/2 = 0,255 \text{ MeV}$.

Le photon diffusé par effet Compton a une longueur d'onde λ' supérieure à la longueur d'onde λ du photon incident, parce que son énergie est moindre :

$$\lambda' - \lambda = \frac{c}{v'} - \frac{c}{v} = \frac{h}{m_0c^2} (1 - \cos\theta) \quad (\text{I.7.})$$

$\lambda.c = \frac{h}{m_0c}$ est appelé longueur d'onde Compton

C'est la longueur d'onde d'un photon d'énergie $hv = m_0c^2$:

$$\lambda.c = 2,426 \times 10^{-10} \text{ cm}$$

Pour une diffusion sous un angle θ donné, la différence des longueurs d'onde est indépendante de l'énergie du photon incident.

L'énergie de l'électron Compton E_e qui est égale à la différence d'énergie du photon incident et du photon diffusé s'écrit :

$$E_e = \frac{hv \alpha (1 - \cos\theta)}{1 + \alpha (1 - \cos\theta)} \quad (\text{I.8.})$$

I.2.1.3.2. Section efficace différentielle de Klein-Nishina

La distribution angulaire des photons diffusés dans l'angle solide $d\Omega$ autour de la direction θ par rapport à la direction du photon incident, est obtenue à partir de la section efficace

différentielle par électron : $\frac{d\sigma_e}{d\Omega}$ La formule théorique de Klein-Nishina donnant cette section efficace [Kle29], s'écrit :

$$\frac{d\sigma_e}{d\Omega} = r_0^2 \left[\frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \right]^3 \left[\frac{1 + \cos^2\theta}{2} \right] \left(1 + \frac{\alpha^2 (1 - \cos\theta)^2}{(1 + \cos^2\theta) [1 + \alpha(1 - \cos\theta)]} \right) \quad (I.9.)$$

où $r_0 = 2,818 \text{ fm}$ le rayon classique de l'électron.

La section efficace σ_e par électron est obtenue en intégrant l'équation (I.9.) sur tous les angles. Dans la pratique, lorsqu'on se propose d'étudier l'interaction des photons dans la matière, on utilise une section efficace Compton par atome σ_c :

$\sigma_c = Z \sigma_e$ où Z est le nombre d'électrons des atomes du milieu.

I.2.2. Importance relative des trois effets

La figure I.2. montre l'importance relative des trois effets en fonction de l'énergie du photon $h\nu$ et du numéro atomique du milieu Z .

L'effet photoélectrique est dominant à basse énergie. Dans les matériaux lourds, il cesse de l'être à partir de 500 keV .

A haute énergie, c'est l'effet de production de paire qui est prédominant : il commence à le devenir à partir de 5 MeV dans les matériaux de Z élevé.

Entre les deux, se situe un domaine où c'est l'effet Compton qui domine. Pour les milieux de faible Z (carbone, air, eau, tissus humains), ce domaine est extrêmement large (de $\approx 20 \text{ keV}$ à $\approx 30 \text{ MeV}$).

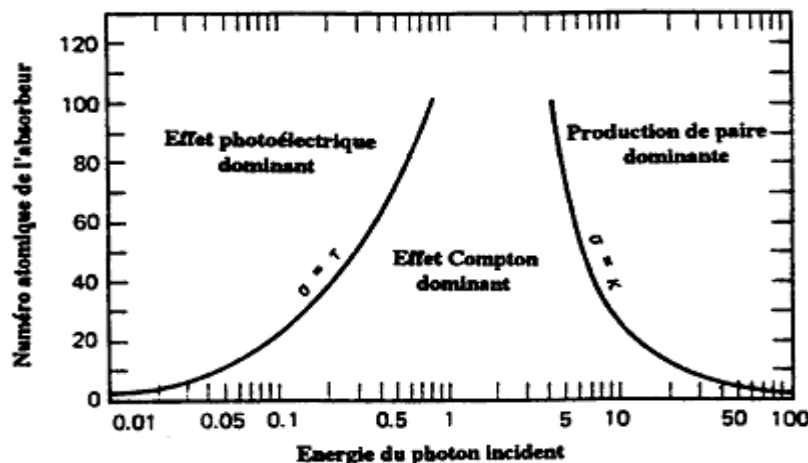


Figure I.2. Importance relative des trois effets en fonction de l'énergie du photon incident $h\nu$ et du numéro atomique du milieu Z .

I.2.3. Atténuation des photons dans la matière

Soit un faisceau collimaté de photons mono-énergétiques d'énergie $h\nu$ d'intensité I_0 en incidence normale sur un écran absorbeur d'épaisseur x et de densité atomique N atomes par cm^3 . Soit I le nombre de photons $h\nu$ transmis à la sortie de l'écran dans la direction du faisceau incident. Tout photon ayant subi une interaction dans le matériau est éliminé : soit parce qu'il a été absorbé par effet photoélectrique ou production de paires soit parce qu'il a été diffusé par effet Compton. Dans une tranche d'épaisseur dx , la variation du nombre de photons I est :

$$dI = -I \sigma_T N dx \quad (I.10.)$$

où $\sigma_T = \sigma_\phi + \sigma_c + \sigma_p$

σ_ϕ : Section efficace photoélectrique

σ_c : Section efficace Compton

σ_p : Section efficace de production de paire

En intégrant l'équation (I.10) sur l'épaisseur de l'écran, on obtient :

$$I = I_0 e^{-N \cdot \sigma_T \cdot x} = I_0 e^{-\mu x} \quad (I.11.)$$

$\mu = N\sigma_T$ est le coefficient d'atténuation linéaire des photons dans l'écran et s'exprime en cm^{-1}

$\mu = \tau$ (photoélectrique) + σ (Compton) + κ (production de paires)

où τ, σ, κ sont les coefficients d'atténuation linéaire correspondant à chacun des effets.

Le coefficient $\lambda = \frac{I}{\mu}$ est le libre parcours moyen des photons dans l'écran : c'est la distance moyenne parcourue dans l'écran avant que ne se produise une interaction. Dans les solides λ varie de quelques millimètres à des dizaines de centimètres.

L'inconvénient du coefficient d'atténuation linéaire est qu'il dépend de la densité du milieu.

Pour s'en affranchir, on introduit le coefficient d'atténuation massique $\frac{\mu}{\rho}$ où ρ est la masse volumique du milieu.

La loi d'atténuation s'écrit alors : $I = I_0 e^{-\frac{\mu}{\rho} \rho x}$

ρx est la masse surfacique de l'écran et s'exprime en $g.cm^{-2}$.

Les figures I.3a. et I.3b. représentent la variation de μ / ρ dans l'eau et dans le plomb en fonction de l'énergie des photons. Ces milieux sont représentatifs des milieux de Z faible et de Z élevé. La comparaison des deux courbes fait bien apparaître la différence notable quant à

l'étendue de la zone de prépondérance de l'effet Compton qui est beaucoup plus restreinte dans les matériaux de Z élevé.

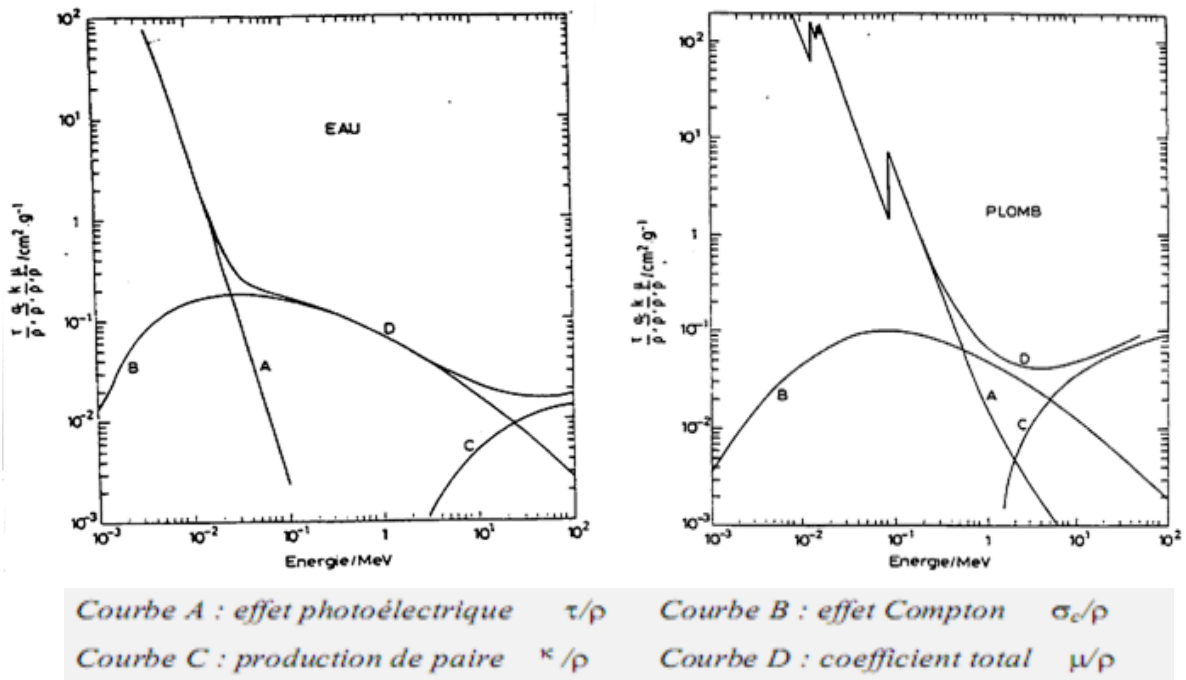


Figure I.3. Variation des coefficients d'atténuation massiques de l'eau (a) et du plomb (b) avec l'énergie des photons.

I.3. GRANDEURS ET PARAMETRES DOSIMETRIQUES

I.3.1. Grandeurs dosimétrique

I.3.1.1. La dose absorbée

La dose absorbée est définie par la quantité d'énergie dE délivrée à la matière de volume dV et de masse dm élémentaires. Au voisinage d'un point P , la dose absorbée est donc définie par:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (\text{I.12.})$$

Elle prend en compte les rayonnements diffusés par les organes situés en dehors de la zone exposée et dépend de la dose d'exposition (unité: *Gray* ou *Gy*) mesurée à l'entrée du patient et se limitant à la seule dimension du champ.

I.3.1.2. Le KERMA

Le Kerma représente l'énergie cinétique libérée dans le milieu par le rayonnement indirectement ionisant (photon, neutron). Il traduit le premier acte de transfert d'énergie, à savoir la mise en mouvement par collision des particules secondaires (Figure. I.4.).

Le 'Kerma' est l'abréviation de "Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium". Sur la figure I.4., il correspond à l'énergie transférée en (a) et se définit par la relation :

$$K = \frac{dE_{cin}}{dm} \quad (I.13.)$$

où E_{cin} représente la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mises en mouvement par les rayonnements indirectement ionisants dans le volume de référence de masse dm .

L'unité du Kerma est le *Gray (Gy)* qui représente $1 J.kg^{-1}$

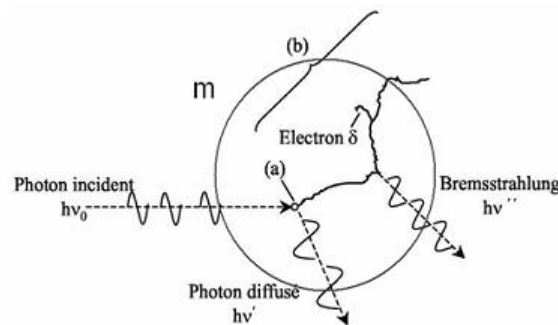


Figure I.4. Schématisation du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé

L'interaction a lieu en (a) avec gain d'énergie cinétique pour un électron du milieu. Celui-ci va la perdre progressivement le long de son parcours (b) constitué de petites collisions. Du rayonnement de freinage est émis suite à une interaction entre l'électron et un noyau du milieu. L'électron δ résulte d'une interaction relativement violente avec un autre électron.

I.3.1.3. Relation entre Kerma et dose absorbée

Dans le cas où l'élément de volume est grand par rapport au libre parcours des électrons secondaires et si l'atténuation du faisceau de photons est négligeable dans l'élément de volume, on atteint un équilibre électronique : il y a compensation entre l'énergie transférée dans le volume et absorbée en dehors, avec l'énergie transférée en dehors du volume et absorbée dedans.

On a alors égalité entre Kerma et Dose absorbée. On supposera cette condition toujours réalisée avec toutefois les hypothèses suivantes vérifiées :

- dV représente un petit élément situé au sein de la masse totale de l'absorbant.
- l'épaisseur de la matière irradiée est inférieure au libre parcours moyen des photons.

I.3.2. Paramètres dosimétrique

I.3.2.1. Rendement en profondeur

Le rendement en profondeur est un des paramètres dosimétriques qui caractérisent les faisceaux cliniques utilisés en radiothérapie externe. Ce dernier est défini comme étant le rapport en pourcent (%) de la dose absorbée D à une profondeur z , sur la dose absorbée maximale D_{max} (figure. I. 5)

$$PDD(\%) = \frac{D(A, Z)}{D(A, Z_{max})} \times 100 \quad (I.14.)$$

D'après les nouveaux protocoles, la chambre d'ionisation plate est très recommandée pour faire les mesures de rendement en profondeur à cause de la concordance entre son point effectif de mesure (surface interne) et le point de mesure de la dose absorbée.

En ce qui concerne la chambre d'ionisation cylindrique, elle doit être décalée vers la surface avec une distance de $0.6r$ où r est le rayon de la chambre.

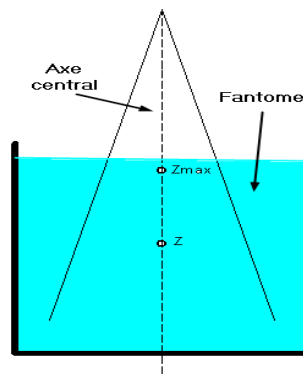


FIGURE I.5. mesure du rendement en profondeur

Ce rendement peut varier en raison de facteurs géométriques :

- si le faisceau est divergent, l'irradiation varie comme $1/d^2$, il sera intéressant dans le cas des tumeurs superficielles en plaçant la source près de la peau,
- si le faisceau est parallèle, par collimation, on pourra irradier les tumeurs profondes en plaçant la source à grande distance de la peau.

D'après ce que nous savons dans le cadre des interactions, le rendement en profondeur va surtout varier avec la nature des rayonnements.

On constate que :

- les X de faible énergie sont très atténués dès les premiers centimètres,

- lorsque l'énergie de l'onde électromagnétique X ou γ augmente, les tissus superficiels sont de moins en moins exposés au maximum d'énergie et une dose élevée peut être délivrée à des profondeurs importantes,
- les e^- déposent leur énergie à proximité de la peau, avec un rendement sensiblement constant jusqu'à épuisement de l'énergie.

La figure B.2. montre un exemple de rendement en profondeur pour le Cobalt-60.

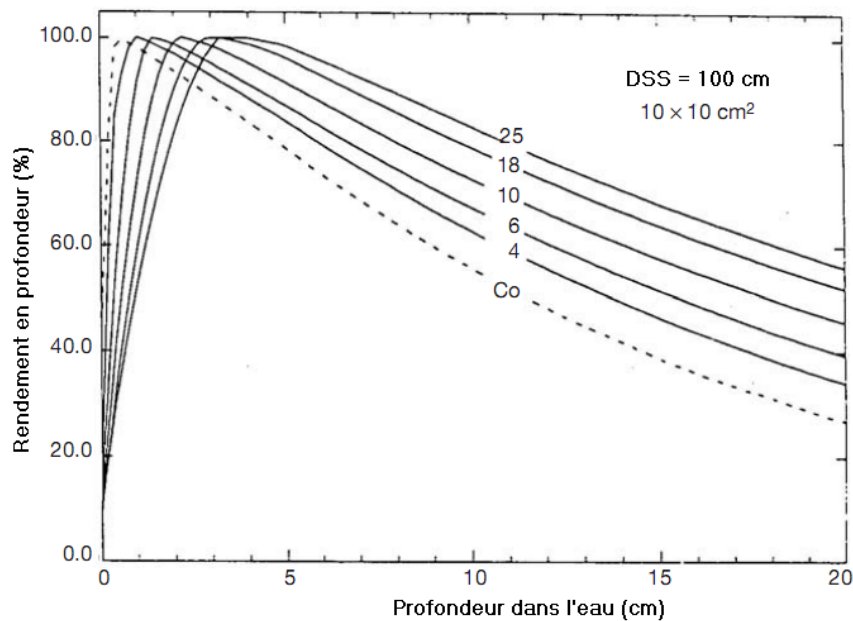


FIGURE I.6. Courbe de rendement en profondeur pour les faisceaux de photons de haute énergie

I.3.2.2. Facteur d'ouverture du collimateur sur la dose absorbée dans l'eau

Le débit de l'exposition ou celui de la dose dépend beaucoup de l'ouverture de collimateur.

Cependant toute augmentation dans la taille de champ va induire un accroissement de la dose sur l'axe principal en raison de l'augmentation du rayonnement diffusé par le collimateur et par l'eau (dans le cas de la dose absorbée dans l'eau).

A cet effet un facteur correctif (F.O.C) est pris en compte pour tenir compte de l'influence de l'ouverture de champ.

Le facteur de collimation (F.O.C) est défini dans l'ICRU24 comme le rapport du débit d'exposition ou débit de dose d'un champ donné à celui du champ de référence. Il s'obtient en mesurant les doses reçues par une chambre d'ionisation placée à une distance donnée, pour

différents champs d'irradiation (figure I.7). Les doses mesurées sont exprimées en pourcent par rapport à la dose correspondant au champ de référence $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

$$FOC = \frac{\text{Lecture}(\text{champ } X)}{\text{Lecture}(\text{champ de référence } 10 \times 10)} \quad (\text{I.15.})$$

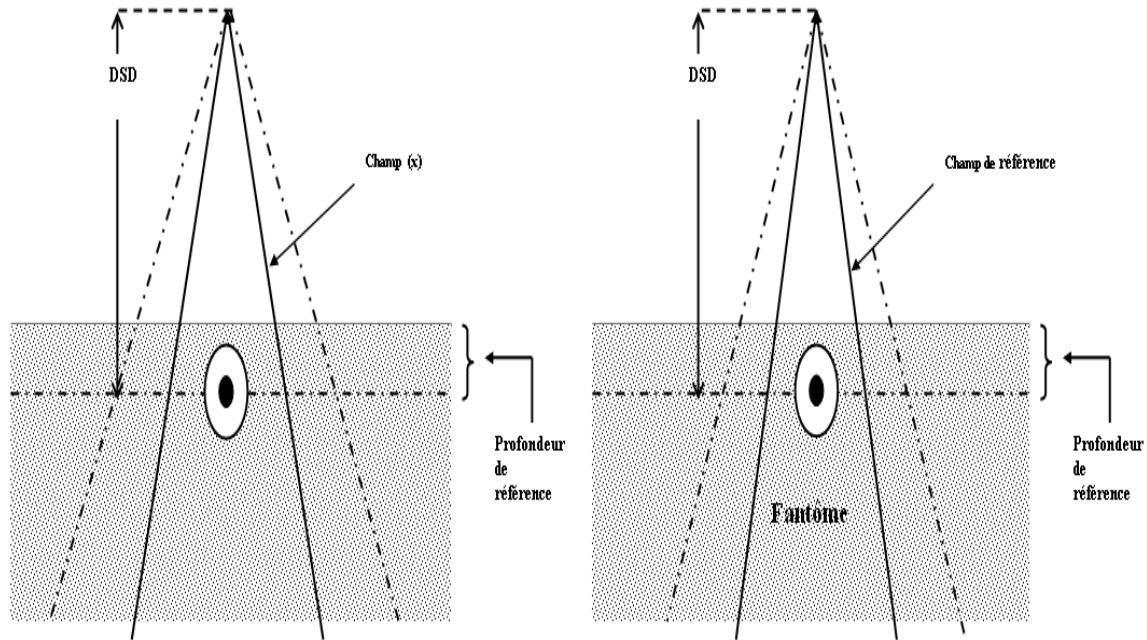


FIGURE I.7. Schéma représentant la méthode suivie pour mesurer le foc dans un fantôme

I.3.2.2. Indice de qualité $TPR_{20.10}$

L'énergie moyenne du faisceau de photons issu d'une source radioactive, est très différente de l'énergie des photons émis lors de la désintégration en raison de nombreuses diffusions (et en particulier de la rétrodiffusion) dans la source elle-même, dans l'appareil qui la contient et dans les dispositifs accessoires tels que le collimateur.

En outre, lorsque le faisceau pénètre dans la matière, il va subir à nouveau un grand nombre de diffusions qui vont conduire à une dégradation supplémentaire du spectre en énergie du faisceau.

Cependant afin de faciliter la comparaison entre traitements effectués à des moments différents dans le même hôpital ou effectués dans des hôpitaux différents, il est important de spécifier la qualité du faisceau.

L'indice Q de la qualité du rayonnement peut être déterminé de deux manières :

1. La distance source-chambre est constante (Méthode directe) :

La qualité du rayonnement Q est le rapport tissu-fantôme (Tissue Phantom Ratio), $TPR_{20,10}$, défini comme le rapport des lectures corrigées de l'instrument en plaçant la chambre à 20 et 10 cm de profondeur dans le fantôme d'eau avec une grandeur de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ au centre de la chambre et une distance source-chambre constante de 100 cm (Figure. I. 8) Les lectures d'instrument aux deux profondeurs sont à corriger pour toute différence dans la température et la pression de l'air et pour les pertes par recombinaison ionique.

$$Q = TPR_{20,10} \quad (\text{I.16.})$$

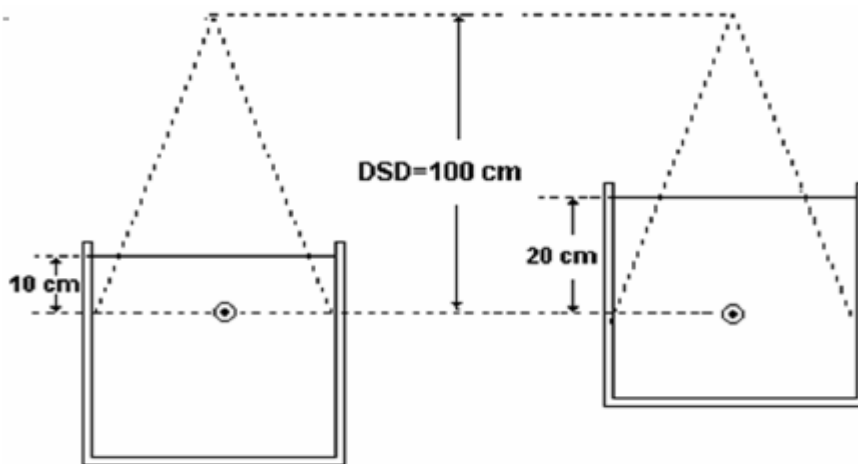


FIGURE I.8. Détermination expérimentale de l'indice de qualité $TPR_{20,10}$: Distance source-chambre est constante

2. La distance source-surface est constante (Méthode directe) ;

Le rapport M_{10}/M_{20} , défini comme étant le rapport des lectures corrigées de l'instrument avec le centre de la chambre à 10 et 20 cm de profondeur dans le fantôme d'eau avec une grandeur de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à la surface de l'eau et une distance source-surface de 100 cm, peut aussi être utilisé comme indice de qualité du rayonnement (Figure. I.9).

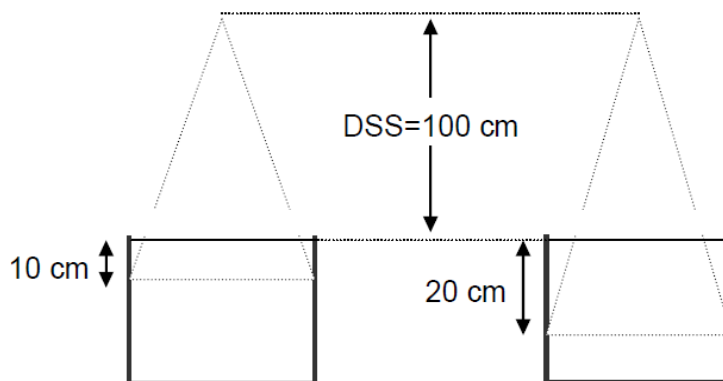


FIGURE I.9. Détermination expérimentale de l'indice de qualité $TPR_{20,10}$: Distance source-surface est constante

Pour déterminer l'indice de qualité, nous utilisons la correspondance (M_{10}/M_{20} ; $TPR_{10,20}$) publiée sous forme de tableau dans le TRS398[IAE00]. A partir de ce tableau on tire le graphe suivant :

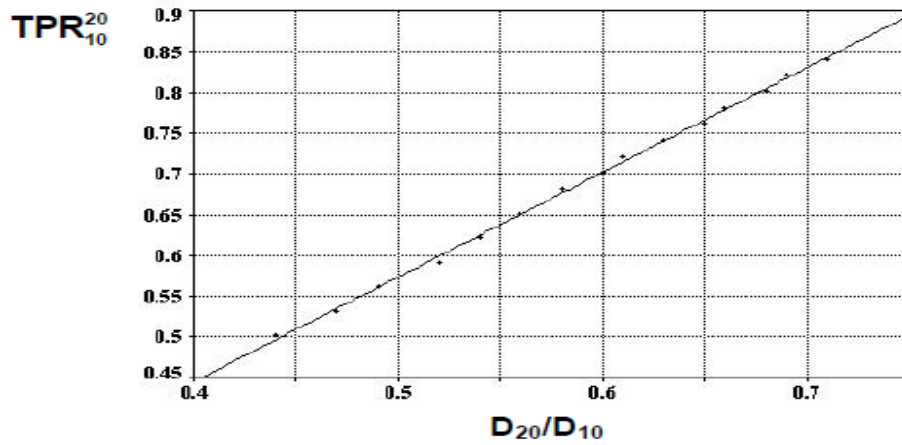


FIGURE I.10. Le $TPR_{10,20}$ en fonction de D_{20}/D_{10} .

Cette droite a été modélisée par une équation de la forme :

$$TPR_{20,10} = 1.2861 \frac{M_{20}}{M_{10}} - 0.0711 \quad (I.17.)$$

Chapitre II

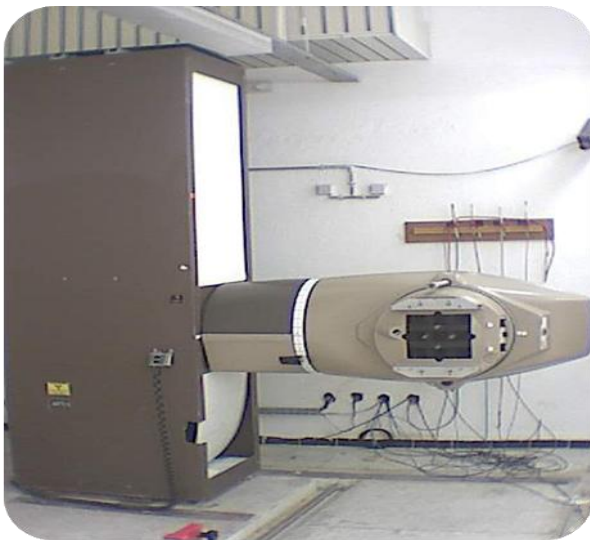
Equipements utilisés et protocoles
dosimétriques

II.1. EQUIPEMENT UTILISE AU LABORATOIRE SECONDAIRE D'ETALONNAGE POUR LA DOSIMETRIE "LSED"

Le Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie possède, entre autres, une salle équipée pour l'étalonnage en radiothérapie. Notre travail réalisé dans le cadre de ce mémoire de Magister a été entièrement effectué dans cette salle, en utilisant les équipements et accessoires suivants :

II.1.1. L'unité de Cobalt

Eldorado 78 (Figure. II.1.) est une unité d'irradiation de cobalt ^{60}Co dédiée à l'étalonnage. Elle contient une source de ^{60}Co d'activité initiale au mois de juin 2000 autour de 6000 Ci.



(a)



(b)

Figure II.1. Unité de ^{60}Co Eldorado 78 (a) et son pupitre de commande (b)

Elle est composée des éléments suivants :

- Une colonne verticale servant de support et la tête dans laquelle se trouve, au repos, la capsule de cobalt ;
- Un collimateur ajustable permettant d'obtenir des ouvertures du champ variables ;

- Une source radioactive de ^{60}Co de 2 cm de diamètre et de 3 cm de longueur, est scellée dans une double capsule en acier inoxydable. L'ensemble est aménagé dans une enceinte de protection, réalisé en matériau lourd (Uranium appauvri) ;
- Une manette de commande permettant de régler la hauteur et l'orientation de l'unité ;
- Un télémètre, permettant de contrôler la position des instruments à étalonner ;
- Un système de laser est associé à ce télémètre pour affiner le positionnement (Figure II.2.) ;
- Un pupitre de commande permettant de régler le temps d'irradiation entre 1 seconde et 20 minutes (Figure II.1b) ;
- Un système de collimation associé à la tête d'irradiation permettant de contrôler les dimensions du champ qui peuvent varier de 5 x 5 cm² à 35 x 35 cm² à une distance source détecteur de 80 cm.



Figure II.2. Laser de positionnement

II.1.2. Les chambres d'ionisation

II.1.2.1. Principe de fonctionnement

La chambre d'ionisation constitue un des systèmes les plus simples de dosimétrie des rayonnements. Une chambre d'ionisation est simplement constituée d'un volume utile de gaz qui est délimité par deux électrodes soumises à une différence de potentiel continue (Figure II.3). L'électrode centrale est portée à une haute tension positive ou négative, alors, que la paroi est en général mise à la masse. Ce qui va créer un champ électrique, entre la paroi de l'enceinte et l'électrode centrale. Le rayonnement incident ionise le gaz et les ions créés dans le gaz remplissant l'enceinte sont donc, attirés par l'une des électrodes suivant leur signe et collectés par cette électrode, d'où l'apparition d'un courant proportionnel à la dose de rayonnement reçue.

La chambre d'ionisation est toujours utilisée avec un électromètre, un dispositif pour mesurer le courant induit par le passage du rayonnement dans la chambre, de l'ordre de 10^{-9} A à 10^{-14} A.

Un amplificateur opérationnel avec une résistance standard ou un condensateur standard permet de rendre ces courants faibles mesurables par l'électromètre (Figure II.4.)

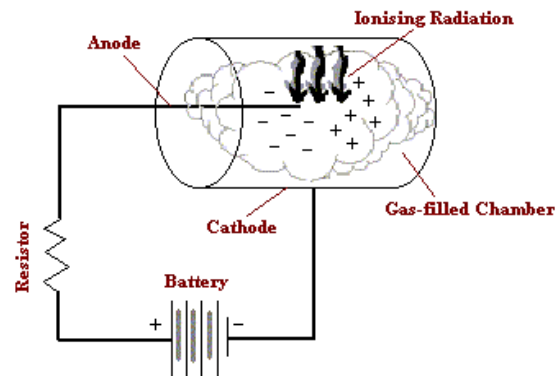


Figure II.3. Principe de fonctionnement de la d'ionisation

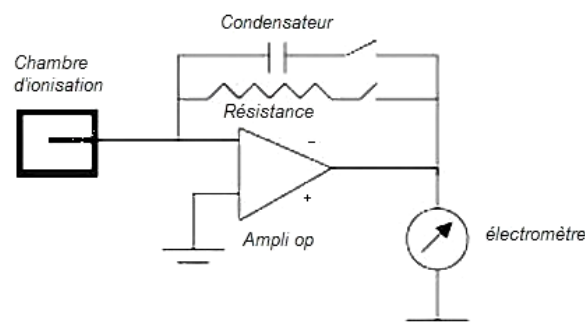


Figure II.4. Chaîne de mesure chambre-électromètre

II.1.2.2. Types et caractéristiques des chambres d'ionisation

Les chambres d'ionisation constituent le système dosimétrique le plus utilisé et le plus adapté pour les mesures en radiothérapie, car contrairement aux autres systèmes dosimétriques, elles sont stables et plus maniables particulièrement dans le cas des mesures relatives et leurs réponses dépendent peu de l'énergie du rayonnement incident.

On va présenter ci-dessous deux types de chambres utilisées en radiothérapie externe :

II.1.2.2.1. Chambres d'ionisation cylindriques

La chambre de type Farmer (Figure II.5.) est très utilisée pour ses propriétés pour l'étalonnage des faisceaux de photons. Lorsqu'elle est utilisée dans l'air, on la recouvre d'un capuchon (de matériau en tissu équivalent) d'une épaisseur nécessaire pour l'obtention de l'équilibre électronique.

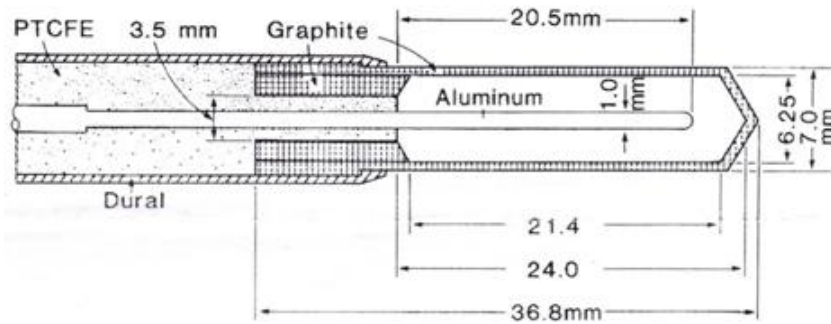


Figure II.5. Chambre d'ionisation de type Farmer

II.1.2.2.2. Chambres plates

Les chambres plates parallèles (Figure II.6.) sont principalement utilisées pour l'étalonnage des faisceaux d'électrons et les mesures dans la région de l'accumulation électronique des faisceaux de photons. Ceci est dû à la facilité de situer la position de la mesure par rapport à celle d'une chambre cylindrique lorsque la mesure se fait dans une région de haut gradient. Les figures II.7a à II.7.c. illustrent des exemples de chambres cylindriques et plates.

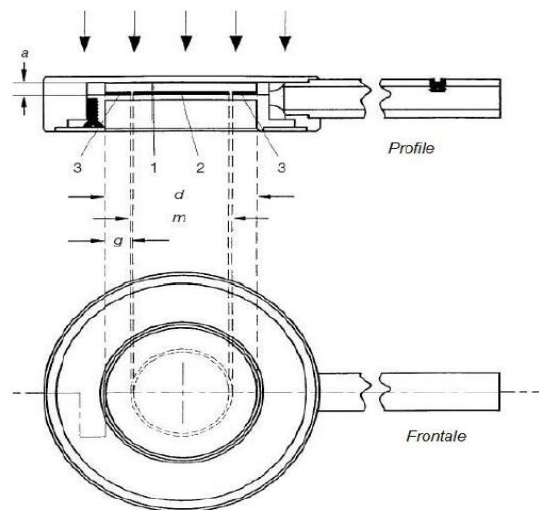


Figure II.6. Chambre d'ionisation à plaques parallèles

1 : l'électrode de polarisation. 2 : l'électrode de mesure. 3 : l'anneau de garde. a : la taille (séparation d'électrode) de la cavité d'air. d : diamètre de l'électrode de polarisation. m : le diamètre de l'électrode de rassemblement. g : la largeur de l'anneau de garde.

Dans les tableaux II.1 et II.2 ci-dessous, sont données quelques caractéristiques des chambres d'ionisation cylindriques et plates utilisées en dosimétrie clinique [IAE97, IAE00] :

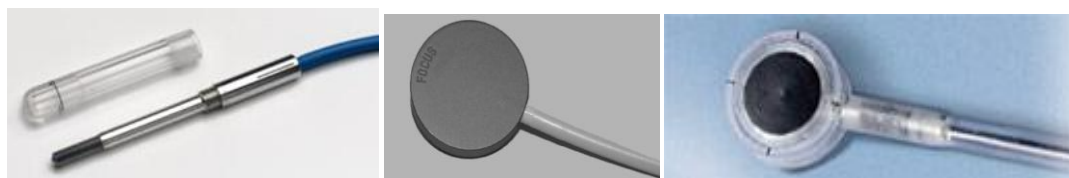
Tableau II.1. Caractéristiques de quelques chambres d'ionisation cylindriques

Type de Chambre	PTW 30004	NE 2571	NE 2561	PTW 30013
Cavité	volume (cm ³)	0.6	0.6	0.33
	longueur (mm)	23	24	9.2
	rayon (mm)	3.1	3.2	3.7
Parois	matériau	graphite	graphite	graphite
	épaisseur (g/cm ²)	0.079	0.065	0.09
Capuchon Build-up	matériau	PMMA	Derlin	Derlin
	épaisseur (g/cm ²)	0.541	0.551	0.6
Electrode centrale	Aluminium	Aluminium	Aluminium	Aluminium
Etanchéité	N	N	N	O
Tension de polarisation (V)	-400 V	-250 V	+200 V	-400 V

Tableau II.2. Caractéristiques de quelques chambres d'ionisation plates

Type de chambre plate	Matériau	Epaisseur de la fenêtre	Dimension de l'électrode	Diamètre de l'électrode de collection
Roos (PPC35)	PMMA	118 mg/cm ² 1 mm	2 mm	16 mm
NACP02	Mylar Graphité	104 mg/cm ² 0.6 mm	2 mm	10 mm

La figure suivante schématise quelques chambres d'ionisation cylindriques et plates



(a) Farmer

(b) Roos

(c) NACP

Figure II.7. Chambres d'ionisation cylindriques (a) et plates (b) et (c)

II.1.2.3. Les gaines d'étanchéité des chambres d'ionisation

Si la chambre d'ionisation n'est pas étanche, on ne peut pas la placer directement dans l'eau, alors, elle doit être utilisée avec une gaine d'étanchéité (Figure II.8a). Il est recommandé que cette dernière soit en PMMA, et son épaisseur doit être suffisamment mince (préférentiellement moins de 1.0 mm), l'espace d'air entre la paroi de la chambre et la gaine doit être compris 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 environ. On peut avoir plus de précision sur la mesure si la même gaine utilisée pour l'étalonnage des chambres dans les laboratoires standard est utilisée pour toutes les mesures subséquentes.

La figure II.8b. représente deux gaines d'étanchéité de la chambre étalon NE 2561 # 329 et la chambre de routine NE2571 # 2402.

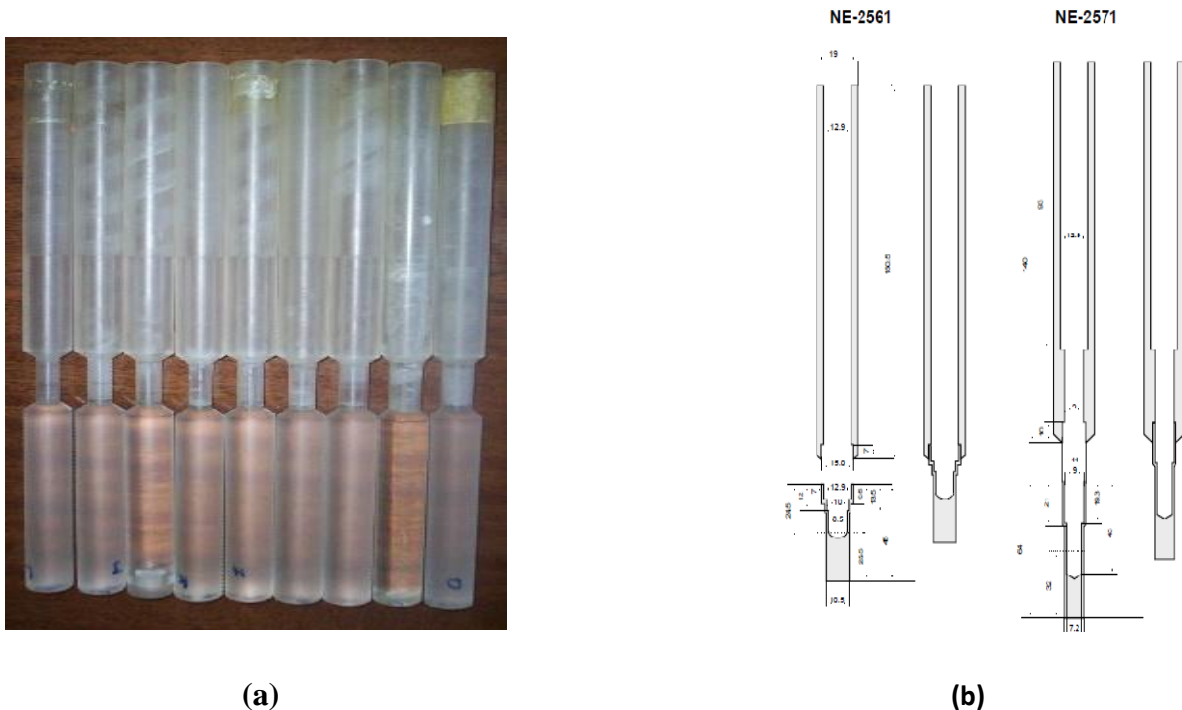


Figure II.8. Les gaines d'étanchéité de différentes épaisseurs (a) et celles des chambres NE 2571 et NE 2561 (b)

II.1.3. Les électromètres

L'électromètre utilisé dans ce présent travail est de type PTW 10002 # 20362 (Figure II.9.). Cet électromètre nous a permis de collecter la quantité d'ions produite dans la cavité de la chambre d'ionisation soit en mode courant ou charge.



Figure II.9. Electromètre utilisé pour l'étalonnage et la dosimétrie

Par ailleurs, nous avons utilisé aussi un multimètre de type Keithley 2700 (Figure. II.10.) qui nous a servi à relever la température des différents milieux à l'aide des thermocouples ou des sondes PT100.



Figure II.10. Multimètre de type Keithley # 2700

II.1.4. Les fantômes

Le milieu de référence pour la dosimétrie en radiothérapie, est un fantôme de matériau pouvant absorber et diffuser les rayonnements ionisants de même façon que le tissu biologique.

A cet effet, le fantôme doit avoir des densités électroniques et volumiques qui se rapprochent de celles des tissus. Cependant, se sont les fantômes d'eau qui ont ces particularités (les tissus biologiques sont constitué de plus de 80 % d'eau) et les plus fréquemment utilisés. Ces fantômes sont recommandés par les protocoles dosimétriques les plus récents, tels que les protocoles de l'AIEA [IAE00] et celui de l'AAPM [AAP99], comme milieu de référence pour les mesures de la dose absorbée.

Alternativement, on peut aussi utiliser comme fantômes des plaques constituées de matériaux plastiques équivalents tissus tels que le polystyrène, PMMA (Polymethyl Méthacrylate, connu aussi sous des noms commerciaux comme Lucite, Plexiglas ou Perspex), et certaines plastiques équivalentes eaux. Mais la détermination de la dose absorbée doit toujours se référer à l'eau.

Les dimensions du fantôme doivent être assez larges afin d'assurer une diffusion complète (Full scatter phantoms). A cet effet, ils doivent présenter des marges de 5 cm au moins sur les cotés de la taille du champ maximale et au delà de la profondeur maximum.

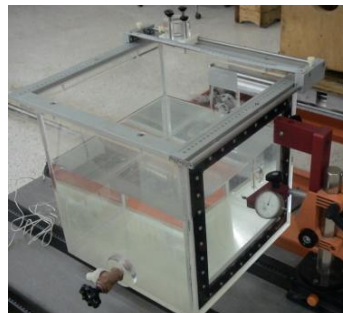
Les caractéristiques des fantômes utilisés dans le cadre du présent travail sont présentées dans le tableau II.3. et illustrées par la figure II.11.

Tableau II.3. Caractéristiques des fantômes utilisés dans le présent travail

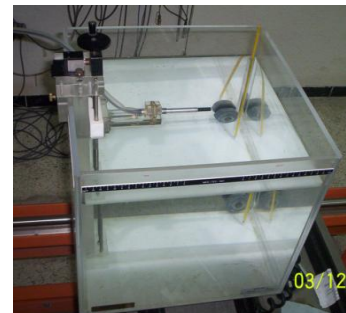
Model	Matériau fantôme	Dimension L (cm) x l (cm) x H (cm)	Epaisseur, matériau de la fenêtre
Fantôme AIEA	Eau + PMMA	30 x 30 x 30	2.4 mm, PMMA
Fantôme AAPM	Eau + PMMA	40 x 40 x 40	1 mm, Mylar
Fantôme MEDTEC	Eau + PMMA	40 x 40 x 40	Sans



(a) Fantôme AIEA



(b) Fantôme AAPM



(c) Fantôme MEDTEC

Figure II.11. Fantômes utilisés en radiothérapie.

II.1.5. Baromètres et thermomètres

Deux baromètres ont été utilisés dans ce travail pour relever la pression. Un baromètre absolu de type Kompensiert 604 Numéro de série 550116; utilisé comme baromètre de référence (Figure II.12a) et un baromètre de type Air-HB-1A # 954599, de résolution 0.1 mm Hg , utilisé comme baromètre de routine (Figure II.12b). Thermomètre analogique : de petites graduations de 0.2°C . (Figure. II.12c.).



(a)



(b)



(c)

Figure II.12. Baromètres kompensiert 604 (a) , AIR-HB-1A (b) et Thermomètre analogique (c)

II.2. PROTOCOLES DOSIMETRIQUES

L'évaluation précise d'une dose de rayonnement ionisants est effectuée en appliquant l'un des protocoles dosimétriques existants ; TRS-398 [IAE00], TG-51 [AAP99], TRS-277 [IAE97], publiés par l'AIEA et par plusieurs organisations internationales comme l'ICRU [ICRU84], AIFB [AIF88] et la JARP (Japanese Association of Radiological Physics). Ces protocoles sont basés sur le calcul de dose absorbée à travers l'utilisation d'une chambre d'ionisation cylindrique ou plate et mettent en œuvre des formalismes plus ou moins complexes.

II.2.1. Chaîne internationale de mesure et classification des instruments de mesure

II.2.1.1. La chaîne internationale de mesure

Pour améliorer l'étalonnage des instruments de mesure destinés à la mesure des rayonnements, le Bureau Internationale de Poids et Mesures (BPIM) a mis en place des

Laboratoires Primaires des Etalons en Dosimétrie qui sont répartis à travers les mondes tels que le BMN/LNHB en France, le NPL en Angleterre, le NRC au Canada, et le NBS aux USA,..., qui ont pour mission de développer, maintenir et transférer aux différents utilisateurs des références primaires pour la dosimétrie. Ils disposent pour cela d'instruments absolus (Calorimètres en graphite et à eau, chambres absolues, dosimètres de Fricke,..).

La présence de ces laboratoires primaires ne peut répondre à tous les besoins des utilisateurs, pour cela l'Agence Internationale de l'Energie Atomique (AIEA) en collaboration avec l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) ont mis en place un réseau internationale de Laboratoires Secondaires des Etalons pour la Dosimétrie LSED (Secondary Standard Dosimetry Laboratories), qui jouent le rôle d'intermédiaires entre les laboratoires primaires et les utilisateurs (centres de radiothérapie).

La figure II.13. illustre le schéma de la chaîne internationale de mesure en dosimétrie.

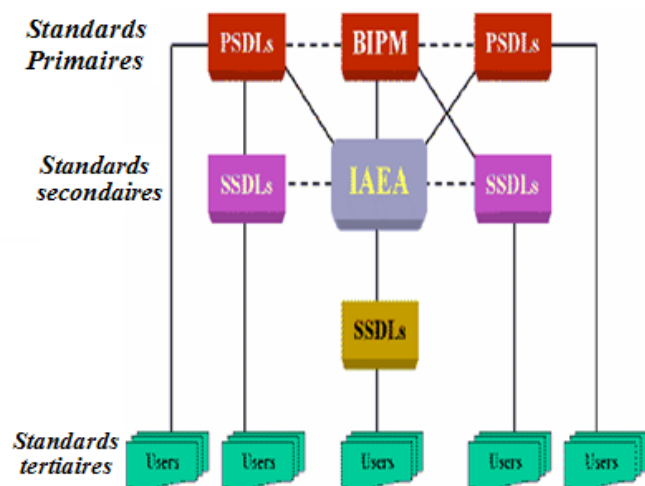


Figure II.13. Chaîne internationale de mesure

II.2.1.2. Classification des instruments de mesure

Les instruments de mesure utilisés dans les différents laboratoires sont classés comme suit :

II.2.1.2. 1. Standards primaires

Ce sont des instruments de mesures qui se trouvent dans les laboratoires primaires. Ils sont définis par leur haute qualité métrologique, et sont utilisés pour la détermination d'une quantité dosimétrique à partir de sa définition (calorimètre, chambre absolues ;...). La précision des standards primaires est vérifiée avec les autres standards appartenant à la chaîne internationale de mesure.

II.2.1.2. 2. Standards Secondaires

Ce sont des instruments utilisés dans un laboratoire secondaire et qui sont étalonnés par comparaison avec un standard primaire d'une façon directe, ou à l'aide d'instruments de mesure de routine d'une façon indirecte.

II.2.1.2. 3. Standards Tertiaires

Ce sont des instruments étalonnés directement avec un standard secondaire. Ils sont mis en œuvre par les utilisateurs (hôpital, industrie, ...).

II.2.2. Les différents protocoles dosimétriques

Durant les deux dernières décennies l'AIEA et plusieurs organisations internationales ont publié plusieurs protocoles dosimétriques pour l'étalonnage des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie. Ces protocoles sont basés sur l'étalonnage des chambres d'ionisation étalonnées en terme de kerma (ou exposition) à l'air libre dans un faisceau de référence de photons γ de ^{60}Co , d'où la dose absorbée est déterminée en appliquant des formalismes plus ou moins compliquées qui utilisent le facteur d'étalonnage $N_{D,air}$.

Par la suite, de nouveaux protocoles dosimétriques ont été publiés tels que le TRS-398 [IAE00] et le TG-51 [AAP99]. Ces protocoles sont basés sur l'utilisation d'une chambre d'ionisation étalonnée en termes de dose absorbée dans l'eau en appliquant des formalismes beaucoup plus simples qui offrent l'avantage de donner lieu à une incertitude sur la dose absorbée plus faible au moins par rapport à celle obtenue avec les anciens protocoles.

II.2.2.1. Protocoles bases sur l'étalonnage en termes de kerma à l'air libre

Parmi les anciens protocoles qui sont basés sur l'étalonnage en termes de KERMA à l'air libre, on cite les protocoles publiés par le NACP [NAC80], [NAC81], le TG-21 [AAP87], le TG-39 [AAP94], l'ICRU [ICR84], le TRS-277 [IAE97], le TRS-381 [IAE97], le CFMRI [CFM87] et l'AIFB [AIF88].

Pour la plupart des protocoles dosimétriques qui utilisent le facteur d'étalonnage N_K , la détermination de la dose absorbée dans l'eau à une profondeur de référence dans un fantôme d'eau, se fait en deux étapes ;

La première étape consiste à établir un coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'air de la cavité de la chambre d'ionisation, $N_{D,air}$. La deuxième étape, la dose absorbée

dans l'eau, $D_{w,Q}$ au point effectif de mesure de la chambre dans le fantôme, est obtenue à partir de la dose dans la cavité d'air en utilisant le principe de Bragg Gray (voir annexe A).

II.2.2.1.1. Détermination de la dose absorbée de référence dans le faisceau de qualité Q

La dose absorbée de référence est la dose dans l'eau dans des conditions spécifiques. Elle représente la donnée dosimétrique de base du faisceau de qualité Q et pour cette raison, sa détermination doit être faite, pour toutes les qualités de faisceaux utilisées, avec le dosimètre de référence préalablement étalonné dans un centre agréé.

Pour son utilisation en clinique, sa valeur est généralement exprimée soit comme le rapport dose absorbée/temps d'irradiation pour les appareils de télécobaltothérapie, soit comme le rapport dose absorbée/indication du moniteur pour les accélérateurs. Ces rapports dépendent étroitement des conditions de mesure, (nature du milieu de mesure, profondeur de mesure, géométrie d'irradiation), il est nécessaire de bien préciser les conditions de références.

II.2.2.1.1.1. Conditions de référence

II.2.2.1.1.1.1. Milieux de mesure

L'eau est le milieu de référence recommandé pour la mesure de la dose de référence. Toutefois, il est admis de recourir à des fantômes solides de masse volumique et de composition voisines de celles de l'eau (par exemple, polystyrène, plexiglas (PMMA),...).

Les dimensions minimales du fantôme utilisé doivent être de 30 cm x 30 cm x 30 cm.

Pour toutes les mesures le fantôme doit déborder d'au moins 5 cm les limites géométriques du faisceau.

II.2.2.1.1.1.2. Profondeurs de référence

Les profondeurs d'eau à utiliser pour la mesure de la dose absorbée de référence sont données, pour différentes qualités de faisceaux de photons dans le tableau II.4.

Tableau II.4. Conditions de références pour les faisceaux de photons

Indice de qualité du faisceau	Profondeur de référence (Z réf)	Dimensions du champ	Distance Source fantôme
$I < 0.75$	5 cm	10 cm x 10 cm	Distance usuelle de traitement
$I \geq 0.75$	10 cm	10 cm x 10 cm	

Pour les faisceaux de photons, la profondeur de référence choisie est supérieure au parcours maximal des électrons secondaires dans l'eau pour que l'équilibre électronique de régime soit assuré.

II.2.2.1.1.3. Conditions géométriques d'irradiation

La mesure de la dose absorbée de référence doit, de préférence être effectuée dans une géométrie d'irradiation simple et facilement reproductible : champ d'irradiation carré à la distance usuelle de traitement, aucun accessoire n'étant rajouté dans le faisceau.

Les conditions géométriques de référence sont données pour les faisceaux de photons dans le tableau II.4. .

Pour les photons, la distance de la source à la surface du fantôme (*DSP*) est généralement choisie à 80 *cm* pour les photons γ du Cobalt -60 et à 100 *cm* pour les photons de haute énergie. Un champ d'irradiation de 10 x 10 *cm*² à la distance de référence est recommandé car ces dimensions permettent d'assurer l'équilibre électronique latéral même pour les plus hautes énergies.

II.2.2.1.1.2. Principe de détermination de la dose de référence

II.2.2.1.1.2.1. Perturbations liées à la chambre

L'utilisation de la chambre d'ionisation pour la détermination de la dose soulève plusieurs difficultés d'interprétation en raison des perturbations causées par sa présence dans le milieu .Ces perturbations sont attribuables d'une part aux différences de composition atomique et de masse volumique entre la paroi et le milieu, et d'autre part aux différences de masse volumique entre le gaz de la cavité généralement de l'air et le milieu. Elles traduisent l'écart à la théorie de Bragg Gray et peuvent être, en pratique dissociées en deux composantes :

- a) La première concerne la non équivalence à l'eau du matériau de la paroi.
- b) La seconde, appelée perturbation de l'influence électronique concerne la modification de la distribution de trajectoire des électrons, due aux différences de ralentissement et surtout de diffusion entre l'air de la cavité et l'eau.

A. Facteur de correction de perturbation P_Q

Dans le présent protocole, les deux types de perturbation a et b citées précédemment sont corrigées par un facteur P_Q , appelé facteur de correction de perturbation.

B. Point effectif de mesure de la chambre

Un point effectif P_{eff} de la chambre est situé en amont du centre géométrique de la cavité de la chambre d'ionisation. Sa position dépend de la forme de la cavité de la chambre et de

l'énergie du rayonnement mais il est en première approximation, indépendant de la nature du milieu [DUT66], [DUT76].

Pour une chambre plate à faces parallèles le point effectif de mesure se situe au centre de la face interne de l'électrode d'entrée, pour les faisceaux d'électrons ou pour les faisceaux de photons de haute énergie. En ce qui concerne la chambre cylindrique, ce point est situé en amont du centre géométrique de la cavité, à une distance égale à une fraction du rayon de la cavité qui dépend de la nature du rayonnement.

B.1. Faisceaux de photons de haute énergie

La position du point effectif de mesure a été déterminée expérimentalement pour des chambres cylindriques dans les faisceaux de photons de haute énergie par Dutreix [DUT76], Johansson et al. [JOH78] et Zoetelieff [ZOE81]. Les résultats montrent que le point effectif de mesure se trouve d'autant plus en amont du centre géométrique de la chambre que l'énergie des photons est élevée. Le déplacement observé pour les photons de très haute énergie, soit 0.85 fois le rayon de la cavité, est en accord avec la théorie supposant une direction des électrons parallèles incidente des photons [DUT76].

Pour une qualité de faisceaux de photons donnée, le point effectif de mesure tend à se rapprocher du centre géométrique de la chambre quand la profondeur de mesure dans le milieu augmente mais cette variation reste faible [JOH78].

En pratique, il est recommandé de considérer, pour la chambre cylindrique, un point effectif de mesure situé à une distance constante du centre de la cavité quelle que soit la profondeur du milieu. Cette distance est égale à 0.5 fois le rayon interne de la chambre en amont du centre géométrique pour les photons de Cobalt 60. Il est égal à $0.6r$ pour les faisceaux de photons de haute énergie.

B.2. Faisceaux d'électrons de haute énergie

Pour la chambre cylindrique utilisée comme chambre de référence dans les faisceaux d'électrons d'énergie moyenne à la surface \bar{E}_0 supérieure à $10 MeV$ le point effectif de mesure doit être supérieure à 0.5 fois le rayon de la cavité en amont du centre géométrique de la cavité quelles que soient l'énergie des électrons et la profondeur dans le milieu. Cette valeur est en accord avec les valeurs publiées par Dutreix [DUT66], et Johansson et al.

[JOH78] après que la correction de variation du «facteur de perturbation» avec la profondeur ait été publiée.

Lorsque la chambre de référence est une chambre plate à faces parallèles (cas des électrons de $\bar{E}_0 \leq 10 \text{ MeV}$) le point effectif de mesure doit être situé sur la face interne de la fenêtre d'entrée.

C. Procédure

Il importe que la chambre ait des dimensions suffisamment petites et que les matériaux la constituant présentent des numéros atomiques peu différents de ceux du milieu afin que les corrections ci-dessus soient suffisamment faibles pour pouvoir être considérées comme indépendantes les unes des autres.

La chambre plate ou cylindrique doit être orientée avec son électrode collectrice perpendiculaire à l'axe du faisceau. Elle doit être placée dans le milieu sans capuchon additionnel. Toutefois pour les mesures dans l'eau, on peut utiliser une gaine de protection par exemple en latex ou plexiglas de faible épaisseur [GIL85, Han85].

Pour la qualité de rayonnement Q et les conditions de référence spécifiées au paragraphe précédent, la dose de référence dans l'eau $D_{w,Q}$ dans la plupart des protocoles qui utilisent le facteur d'étalonnage N_K s'obtient selon la procédure suivante :

a) La première étape consiste à établir un coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'air de la cavité de la chambre, $N_{D,air}$:

$$N_{D,air} = N_K \cdot (1 - g) \cdot k_m \cdot k_{att} \cdot k_{cel} \quad (11.1.)$$

où : N_K est le coefficient d'étalonnage en termes de kerma à l'air libre de la chambre d'ionisation, fourni par un laboratoire de référence,

g est la fraction de l'énergie des électrons secondaires perdue par rayonnement de freinage dans l'air ($g = 0.003$ pour les photons du ^{60}Co).

k_m est le facteur corrigeant de la non équivalence à l'air de la paroi et du capuchon de la chambre.

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

k_{cel} est le facteur corrigeant pour la non équivalence à l'air de l'électrode centrale. Ce facteur a été introduit pour la première fois dans la seconde édition, celle de 1997, du protocole TRS277 [IAE97].

Dans la deuxième étape, la dose absorbée dans l'eau, $D_{w,Q}$ au point effectif de mesure de la chambre dans le fantôme, est obtenue à partir de la dose dans la cavité d'air en utilisant le principe de Bragg Gray,

$$D_{w,Q}(P_{eff}) = M_Q(P_{eff}) N_D(S_{w,air})_Q P_Q \quad (II.2.)$$

où :

P_{eff} est le point effectif de mesure de la chambre, il dépend de type de faisceaux et chambres utilisés, dans le cas d'une chambre d'ionisation cylindrique, le point est situé en amont du centre géométrique à une fraction du rayon de la cavité (figure. II.14). En ce qui concerne les chambres plates, ce point est situé sur la face interne de la fenêtre d'entrée.

$M_Q(P_{eff})$ est la lecture corrigée pour effet de température, de pression, de recombinaison et de polarité, de la chambre dans le faisceau de qualité Q au point effectif de mesure de la chambre.

$(S_{w,air})_Q$ est le rapport des pouvoirs de ralentissement massiques par collision (eau/air) pour la qualité Q du faisceau, à la profondeur du point d'intérêt.

P_Q le facteur de correction de la perturbation des mesures dans le fantôme, en englobant la prise en compte de toutes les corrections suivantes :

$$P_Q = (P_{cav} \cdot P_{wall} \cdot P_{cel})_Q \quad (II.3.)$$

$P_{cav,Q}$ traduit la 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 .

$P_{wall,Q}$ représente la non équivalence de la paroi de la chambre à l'eau pour la qualité Q , pour les faisceaux d'électrons. Pour les faisceaux d'électrons, $P_{wall,Q}=1$ et pour les faisceaux de photons $P_{cav,Q}=1$.

$P_{cel,Q}$ est l'influence de l'électrode centrale de la chambre cylindrique sur les mesures dans l'eau dans un faisceau clinique de qualité Q .

Le protocole TRS-277 [IAE97] ne contient pas assez de détails en ce qui concerne l'étalonnage et l'utilisation des chambres plates, pour cela tous les facteurs de perturbations sont égaux à 1.

Le paramètre utilisé dans le protocole TRS-277 [IAE97] pour déterminer la qualité des faisceaux dans le cas des photons est le TPR_{20}^{10} . En ce qui concerne les électrons le paramètre utilisé est R_{50} qui est la profondeur dans l'eau pour laquelle la dose diminue de 50% de la dose maximale

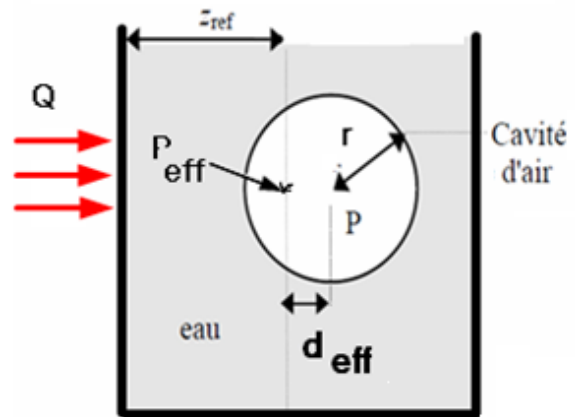


Figure II.14. Point effectif de la chambre d'ionisation cylindrique

II.2.2.2. Protocoles bases sur l'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau

Les anciens protocoles dosimétriques basés sur le KERMA à l'air libre depuis vingt ans ont été remplacés par des nouveaux protocoles qui ont été publiés à travers le monde, notamment en Russie [Gos90], en Amérique du Nord, TG-51 [AAP99] et par l'AIEA, TRS-398 [IAE00]. Ces protocoles sont basés sur l'étalonnage des chambres d'ionisations en termes de dose absorbée dans l'eau, $N_{D,w}$, avec des calculs des facteurs de corrections k_Q pour la qualité du faisceau.

L'établissement des références métrologiques pour la détermination de dose absorbée dans l'eau par ces protocoles a apporté des formalismes beaucoup plus simples qui offrent l'avantage de diminuer l'incertitude sur la dose absorbée, plus faible, du moins, que celle obtenue avec les anciens protocoles, comme ils permettent d'englober d'une manière systématique les différentes approches mondiales pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau, D_w , en dehors de conditions de références. Pour cette raison, la majorité des laboratoires d'étalonnage ont adopté ces nouveaux protocoles.

Les différents laboratoires ont adopté depuis longtemps les faisceaux de photons de ^{60}Co comme faisceau de référence pour les rayonnements de Gamma γ et quelques laboratoires

ont étendue leurs services pour englober les faisceaux de photons X et d'électrons de haute énergie.

II.2.2.2.1. Utilisation du coefficient d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau pour la qualité Q_0

Les nouveaux protocoles reposent 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 .

La qualité 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, et en particulier par le protocole AIEA TRS-398 [IAE00].

II.2.2.2.1.1. Définition du coefficient d'étalonnage

Le coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau, (Figure II.15.) s'exprime par la relation, suivante:

$$N_{D,w,Q_0} = \frac{D_{w,Q_0}}{M_{Q_0}} \quad (II.4.)$$

D_{w,Q_0} étant la 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 est la lecture corrigée de l'instrument de mesure pour l'influence des conditions atmosphériques température, pression, humidité, l'effet de polarité et 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 (U), le centre géométrique de la cavité de la chambre d'ionisation étant placé à la profondeur de référence z_{ref} .

Si la chambre n'est pas étanche, elle doit être recouverte d'une gaine d'étanchéité qui sera

ensuite utilisée pour les mesures dans le faisceau de l'utilisateur.

La valeur de N_{D,w,Q_0} est généralement rapportée aux conditions atmosphériques $T_0 = 20\text{ °C}$ et $P_0 = 101,325\text{ kPa}$.

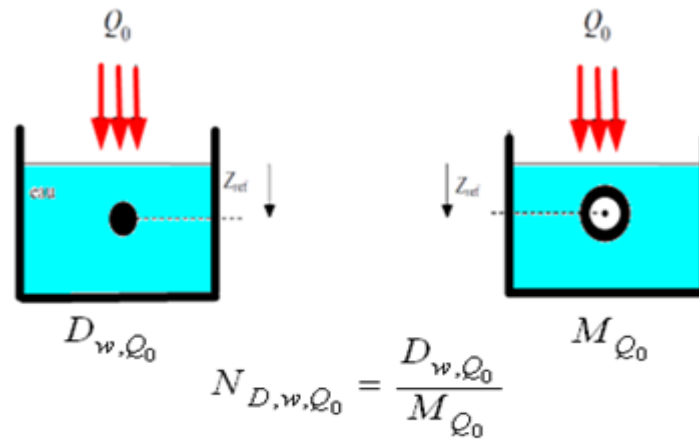


Figure II.15. Coefficient d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau pour un faisceau de photons de qualité Q_0

II.2.2.2.1.2. 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 relation suivante :

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q} \quad (II.5.)$$

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....), $N_{D,w,Q}$ 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 II.16.).

La relation (II.5) 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}Co . 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,w,Q_0} la correction

nécessaire.

La démarche proposée est d'utiliser le coefficient d'étalonnage N_{D,w,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).

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (II.6.)$$

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.

la détermination expérimentale de k_{Q,Q_0} peut être effectuée par certains laboratoires internationaux ayant à leur disposition des faisceaux de photons de différentes qualités, qu'ils ont caractérisés en dose absorbée dans l'eau.

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.

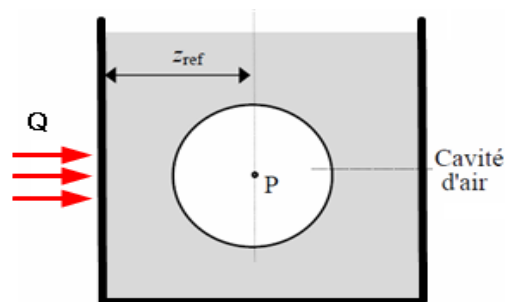


Figure II.16. *Emplacement du centre géométrique de la chambre cylindrique à la profondeur de référence*

II.2.2.3. Comparaison entre les deux types de protocoles (Relation $N_{K,Co}$; N_{D,W,Q_0})

Comme on a vu précédemment l'application du protocole AIEA TRS-277 [IAE97], basé sur l'étalonnage d'un instrument en termes de kerma dans l'air pour les photons du ^{60}Co permet d'exprimer la dose absorbée dans l'eau pour la qualité Q selon l'équation (II.2) :

En combinant les relations (II.1) à (II.5.) on obtient la relation suivante:

$$D_{W,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,W,Q_0} = M_{Q_0} N_{K,Co} (1-g) k_m k_{at} k_{cel} (S_{W,air})_Q P_Q \quad (II.7.)$$

L'équation (II.7) peut être utilisée pour calculer théoriquement le coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau $N_{D,w}$ à partir du coefficient d'étalonnage en terme de kerma dans l'air N_k .

Chapitre III

Notions Théoriques sur l'incertitude

III.1. INTRODUCTION

Lorsqu'on présente les résultats des mesures, il faut indiquer la qualité de celles-ci, afin que celui qui les utilise puisse évaluer leur fiabilité.

Sans ce genre d'indication, il est impossible de comparer les mesures, dans les lieux physiques ou les endroits comme les répertoires de capacités, ou avec les valeurs de référence

D'une spécification ou d'une norme. D'où la nécessité d'une procédure normalisée simple, généralement reconnue et facile à implémenter pour déterminer la qualité des mesures, autrement dit pour évaluer et exprimer leur incertitude, cependant 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 comptabilité de plusieurs résultats.
- d'avoir une information suffisante en vue d'une prise de décision.

Le Guide pour l'expression de l'incertitude de mesure **GUM** (Guide to expression uncertainties in measurement) [ISO95] établit des règles générales pour l'évaluation et l'expression de l'incertitude pour les mesurages qui peuvent être effectués à des niveaux variés d'exactitude et dans de nombreux domaines.

Il concerne en premier lieu l'expression de l'incertitude de mesure d'une grandeur physique bien définie- Le mesurande - qui peut être caractérisée en première approximation par une valeur unique.

Ce guide fournit aussi des règles générales pour l'évaluation et l'expression de l'incertitude de mesures. Les définitions et les règles qui suivent sont issues de ce guide.

III.2. TERMES METROLOGIQUES GENERAUX

Les définitions des termes métrologiques généraux suivantes, proviennent du Vocabulaire International des termes généraux et fondamentaux de Métrologie (**VIM**).

III.2.1. Grandeur (mesurable)

Attribut d'un phénomène, d'un corps ou d'une substance, qui est susceptible d'être distingué qualitativement et déterminé quantitativement.

III.2.2. Valeur (d'une grandeur)

Expression quantitative d'une grandeur particulière, généralement sous la forme d'une unité de mesure multipliée par un nombre.

III.2.3. Valeur vraie (d'une grandeur)

Valeur compatible avec la définition d'une grandeur particulière donnée et que l'on obtiendrait par un mesurage parfait.

III.2.4. Valeur conventionnellement vraie (d'une grandeur)

Valeur attribuée à une grandeur particulière et reconnue, parfois par convention, comme la représentant avec une incertitude appropriée pour un usage donné

III.2.5. Mesurage

Ensemble d'opérations ayant pour but de déterminer une valeur d'une grandeur.

III.2.6. Mesurande

Grandeur particulière soumise à mesurage .

III.2.7. Grandeur d'influence

Grandeur qui n'est pas le mesurande mais qui a un effet sur le résultat du mesurage

III.2.8. Résultat d'un mesurage

Valeur attribuée à un mesurande, obtenue par mesurage.

III.2.9. Exactitude de mesure

Étroitesse de l'accord entre le résultat d'un mesurage et une valeur vraie du mesurande. Le terme "**précision**" ne doit pas être utilisé pour "exactitude".

III.2.10. Répétabilité (des résultats de mesure)

Étroitesse de l'accord entre les résultats des mesurages successifs du même mesurande, mesurages effectués dans la totalité des mêmes conditions de mesure.

III.2.11. Reproductibilité (des résultats de mesure)

Étroitesse de l'accord entre les résultats des mesurages du même mesurande, mesurages effectués en faisant varier les conditions de mesure.

Pour qu'une expression de la reproductibilité soit valable, il est nécessaire de spécifier les conditions que l'on fait varier.

Ces conditions peuvent comprendre : le principe de mesure, la méthode de mesure, l'observateur, l'instrument de mesure, l'étalon de référence, le lieu, les conditions d'utilisation et le temps.

La reproductibilité peut s'exprimer quantitativement à l'aide des caractéristiques de dispersion des résultats.

III.2.12. Ecart-type expérimental

Pour une série de n mesurages du même mesurande, grandeur $s(q_k)$ caractérisant la dispersion des résultats, donnée par la formule :

$$s(q_k) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (q_k - \bar{q})^2}{n-1}} \quad (\text{III.1.})$$

q_k étant le résultat du $k^{\text{ième}}$ mesurage et \bar{q} la moyenne arithmétique des n résultats considérés.

L'expression $s(q_k)/\sqrt{n}$ est une estimation de l'écart-type de la loi de \bar{q} et est appelée écart-type expérimental de la moyenne.

L'écart-type expérimental de la moyenne est parfois appelé à tort erreur de la moyenne.

III.2.13. Incertitude (de mesure)

Paramètre, associé au résultat d'un mesurage, qui caractérise la dispersion des valeurs qui pourraient raisonnablement être attribuées au mesurande. Il peut être par exemple, un écart-type (ou un multiple de celui-ci) ou la demi-largeur d'un intervalle de niveau de confiance déterminé.

III.2.14. Erreur (de mesure)

Résultat d'un mesurage moins une valeur vraie du mesurande. Si le résultat d'un mesurage dépend des valeurs de grandeurs autres que le mesurande, les erreurs des valeurs mesurées de ces grandeurs contribuent à l'erreur sur le résultat du mesurage.

III.2.15. Erreur relative

Rapport de l'erreur de mesure à une valeur vraie du mesurande. Etant donné qu'une valeur vraie ne peut pas être déterminée, dans la pratique on utilise une valeur conventionnellement vraie.

III.2.16. Erreur aléatoire

Résultat d'un mesurage moins la moyenne d'un nombre infini de mesurages du même mesurande, effectués dans les conditions de répétabilité. L'erreur aléatoire est égale à l'erreur moins l'erreur systématique.

Comme on ne peut faire qu'un nombre fini de mesurages, il est seulement possible de déterminer une estimation de l'erreur aléatoire.

III.2.17. Erreur systématique

Moyenne qui résulterait d'un nombre infini de mesurages du même mesurande, effectués dans les conditions de répétabilité, moins une valeur vraie du mesurande.

III.3. LES INCERTITUDES DE MESURES

L'incertitude du résultat d'un mesurage reflète l'impossibilité de connaître exactement la valeur du mesurande. Le résultat d'un mesurage après correction des effets systématiques reconnus reste encore seulement une estimation de la valeur du mesurande en raison de l'incertitude provenant des effets aléatoires et de la correction imparfaite du résultat pour les effets systématiques.

III.3.1. Sources d'incertitude

Il existe dans la pratique de nombreuses sources possibles d'incertitude dans un mesurage, comprenant :

- a)* définition incomplète du mesurande;
- b)* réalisation imparfaite de la définition du mesurande;

- c)* échantillonnage non représentatif, l'échantillon mesuré peut ne pas représenter le mesurande défini;
- d)* connaissance insuffisante des effets des conditions d'environnement sur le mesurage ou mesurage imparfait des conditions d'environnement;
- e)* biais dû à l'observateur pour la lecture des instruments analogiques;
- f)* résolution finie de l'instrument ou seuil de mobilité;
- g)* valeurs inexactes des étalons et matériaux de référence;
- h)* valeurs inexactes des constantes et autres paramètres obtenus de sources extérieures et utilisés dans l'algorithme de traitement des données;
- i)* approximations et hypothèses introduites dans la méthode et dans la procédure de mesure;
- j)* variations entre les observations répétées du mesurande dans des conditions apparemment identiques.

Ces sources ne sont pas nécessairement indépendantes, et certaines des sources *a)* à *i)* peuvent contribuer à la source *j)*. Naturellement, un effet systématique non mis en évidence ne peut pas être pris en compte dans l'évaluation de l'incertitude du résultat d'un mesurage mais il contribue à son erreur.

III.3.2. Les composantes de l'incertitude

La recommandation INC-1 (1980) du Groupe de travail [KAA81] sur l'expression des incertitudes classe les composantes de l'incertitude en deux catégories fondées sur leur méthode d'évaluation, "A" et "B".

III.3.3.1. L'incertitude de type A

Elle s'obtient à partir de l'analyse statistique d'une série d'observations, c'est à dire à partir de l'analyse d'une fonction de probabilité dérivée d'une distribution en fréquence observée.

III.3.3.2. L'incertitude de type B

Elle s'obtient par tout autre moyen, à partir d'une fonction de densité de probabilité supposée. Une fois obtenues, ces incertitudes – types sont traités de façon identique, qu'elles soient de type A ou de type B.

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).

III.3.3. Evaluation de l'incertitude - type

III.3.3.1. Modélisation de mesurage

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 à travers une relation fonctionnelle f :

$$Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N) \quad (\text{III.2.})$$

Les grandeurs d'entrée X_1, X_2, \dots, X_N dont dépend la grandeur de sortie Y peuvent elles-mêmes être envisagées comme mesurandes et peuvent elles-mêmes dépendre d'autres grandeurs, y compris les corrections et facteurs de correction pour les effets systématiques, aboutissant de ce fait à une relation fonctionnelle compliquée f qui peut ne jamais être écrite explicitement.

L'ensemble des grandeurs d'entrée X_1, X_2, \dots, X_N peut être caractérisé par :

-les grandeurs dont les valeurs et les incertitudes sont directement déterminées au cours du mesurage. Ces valeurs et incertitudes peuvent être obtenues, par exemple, à partir d'une observation unique, ou à partir d'observations répétées, ou par un jugement fondé sur l'expérience. Elles peuvent impliquer la détermination de corrections pour les lectures d'instruments et de corrections dues aux grandeurs d'influence telles que la température ambiante, la pression atmosphérique ou l'humidité;

Une estimation du mesurande Y , notée y , est obtenue à partir de l'équation (III.2) en utilisant les estimations d'entrée x_1, x_2, \dots, x_N pour les valeurs des N grandeurs X_1, X_2, \dots, X_N . Ainsi, l'estimation de sortie y , qui est le résultat du mesurage, est donnée par :

$$y = \bar{Y} = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^N Y_k = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^N f(X_{1,k}, X_{2,k}, \dots, X_{N,k}) \quad (\text{III.3.})$$

où :

$y = f(\bar{X}_1, \bar{X}_2, \dots, \bar{X}_N)$ et $\bar{X}_i = (\sum_{k=1}^N X_{i,k})/n$ est la moyenne arithmétique des observations individuelles $X_{i,k}$.

L'écart-type estimé associé à l'estimation de sortie ou au résultat de mesure y , appelé incertitude-type composée et noté $u_c(y)$, est déterminé à partir de l'écart-type estimé associé à chaque estimation d'entrée x_i , appelé incertitude-type et notée $u(x_i)$.

Chaque estimation d'entrée x_i et son incertitude-type associée $u(x_i)$ sont obtenues à partir d'une loi des valeurs possibles de la grandeur d'entrée X_i . Cette loi de probabilité peut être fondée sur une distribution de fréquence, c'est-à-dire sur une série d'observations $X_{i,k}$ des X_i , ou ce peut être une loi a priori.

Les évaluations de Type A de composantes de l'incertitude-type sont fondées sur des distributions de fréquence alors que les évaluations de Type B sont fondées sur des lois a priori.

III.3.3.2. Evaluation de l'incertitude 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.

Cette incertitude est donnée par l'estimateur $s(x)$, écart-type expérimental pour la série de n résultat x_i

$$s(x) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (\text{III.4.})$$

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

$$s(\bar{x}) = \frac{s(x)}{\sqrt{n}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n(n-1)}} \quad (\text{III.5.})$$

III.3.3.3. Evaluation de Type B de l'incertitude-type

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'intérieure 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 (le facteur d'élargissement).

III.3.3.4. Incertitude type composée

L'incertitude type de 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 de 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

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 u^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} u(x_i, x_j)} \quad (\text{III.6.})$$

où :

- $\frac{\partial f}{\partial x_i}$ 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 ;
 $u(x_i) * u(x_j) * r(x_i, x_j)$, avec 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 nulle 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

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 u^2(x_i)} \quad (\text{III.7.})$$

La grandeur de sortie est la moyenne arithmétique des n grandeurs d'entrées (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*).

$$u_c(\bar{x}) = \frac{1}{n} \sqrt{u^2(x_1) + u^2(x_2) + \dots + u^2(x_n)} \quad (\text{III.8.})$$

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

$$u_c(\bar{x}) = \frac{1}{n} \sqrt{n u^2(x_i)} \quad (\text{III.9.})$$

$$u_c(\bar{x}) = \frac{u(x_i)}{\sqrt{n}} \quad (\text{III.10.})$$

III.3.3.5. Incertitude élargie

Pour satisfaire aux besoins de certaines applications 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 $u_c(y)$ par un facteur d'élargissement k_p

$$U = k_p \cdot u_c(y) \quad (\text{III.11.})$$

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_p qui est généralement compris entre 2 et 3, dépend du *niveau de confiance* que l'on veut attribuer à cet intervalle tableau.III.1. .

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 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.

Tableau III.1. Valeur du facteur d'élargissement k_p qui donne un intervalle correspondant au niveau de confiance p , en supposant la loi normale

Niveau de confiance	Facteur d'élargissement
P (%)	k_p
68.27	1
90	1.645
95	1.96
95.45	2
99	2.576
99.73	3

En général, dans le domaine de la radiothérapie, la valeur $P = 95 \%$ est recommandée. k_p prend alors une valeur approximativement égale à 2. On peut par conséquent approximer l'intervalle de confiance à 95 %, avec la moyenne estimée plus ou moins environ deux fois l'erreur standard de la moyenne.

Chapitre IV

Évaluation des incertitudes
élémentaires dans la chaîne
dosimétrique

IV.1. INTRODUCTION

L'évaluation des incertitudes élémentaires intervenant tout au long de la chaîne de traitement permet de quantifier de manière efficace la précision sur la dose délivrée à la tumeur. Cette précision est étroitement liée à l'issue du traitement. En effet, une mauvaise précision donne lieu à un sous-dosage de la tumeur, qui entraîne un risque élevé de récurrence ou un surdosage qui a des effets néfastes sur certains organes critiques.

La Commission Internationale des Unités Radiologique recommande que l'écart entre la dose prescrite par le radiothérapeute et celle délivrée à la tumeur doit être inférieur à 5%. D'autres études ont même montré le besoin d'améliorer cette limite à 3.5% [ICR93, Mij87].

Ce résultat peut être atteint si les incertitudes sont réduites à travers un programme de contrôle de qualité. Il s'agit essentiellement d'une évaluation permanente des caractéristiques du matériel utilisé ainsi que ses performances fonctionnelles. Ces dernières peuvent évoluer lentement dans le temps du fait du vieillissement et de la détérioration des composants ou peuvent changer soudainement à cause de dysfonctionnements électroniques, de la rupture d'un composant ou d'une défaillance mécanique. De ce fait, les mesures de contrôle de qualité doivent être effectuées périodiquement sur tous les appareils.

Dans ce qui suit, nous décrivons toutes les étapes liées à la détermination des paramètres physiques et métrologiques de la dose absorbée de référence ainsi que l'évaluation de leurs incertitudes. Ces paramètres constituent des points clés dans l'évaluation des incertitudes élémentaires de la chaîne dosimétrique.

IV.2. METHODOLOGIE

En radiothérapie, la dose absorbée délivrée à la tumeur dépend essentiellement de deux paramètres tels que la taille de la tumeur (taille du champ de traitement) et de la profondeur de cette tumeur (rendement en profondeur). Par ailleurs cette dose dépend fortement de la qualité du faisceau utilisé (utilisation de k_{Q,Q_0}).

$$D_{w,Q}(z) = D_{w,Q_0}(z_{ref}) \cdot FOC \cdot PDD \cdot k_{Q,Q_0} \quad (IV.1.)$$

La dose absorbée de référence D_{w,Q_0} , déterminée dans les conditions de référence, est obtenue en appliquant le protocole dosimétrique TRS-398 [IAE00]. Cette dose est déterminée en général à l'aide d'une chambre de routine, étalonnée par rapport à une chambre de référence, en utilisant l'expression IV.2.

$$D_{w,Q_0}^{rou} (z_{réf}) = M_{corr}^{rou} \cdot N_{w,Q_0}^{rou} \quad (IV.2.)$$

où :

M_{corr}^{rou} : Lecture corrigée pour effet de la température et de la pression.

N_{w,Q_0}^{rou} : Coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation en termes de dose absorbée dans l'eau déterminé dans la qualité de référence Q_0 , en général prise comme celle de ^{60}Co ;

FOC : Facteur d'ouverture de collimateur ;

PDD : Rendement en profondeur de la dose absorbée dans l'eau ;

k_{Q,Q_0} ; Facteur de qualité du faisceau utilisé.

L'incertitude globale sur la dose absorbée de référence est évaluée en calculant les incertitudes élémentaires liées à la lecture corrigée de la chambre de routine M_{corr}^{rou} et celles liées à son coefficient d'étalonnage N_{D,w,Q_0}^{rou} .

$$\frac{u(D_{w,Q_0}^{rou})}{(D_{w,Q_0}^{rou})} = \sqrt{\frac{u(M_{corr}^{rou})}{(M_{corr}^{rou})^2} + \frac{u(N_{D,w,Q_0}^{rou})}{(N_{D,w,Q_0}^{rou})}} \quad (IV.3.)$$

Le facteur d'étalonnage N_{D,w,Q_0}^{rou} de la chambre de routine est déterminé en utilisant la méthode par substitution qui consiste à comparer sa réponse par rapport à la chambre de référence. Cette méthode consiste à effectuer d'abord des mesures avec la chambre étalon (de type Farmer 2561#329) afin de déterminer la dose absorbée dans les conditions de référence en utilisant l'équation suivante :

$$D_{w,Q_0}^{éta} = M_{corr}^{éta} \cdot N_{D,w,Q_0}^{éta} \quad (IV.4.)$$

La chambre de routine (de type Farmer 2571#2402) est ensuite placée dans les mêmes conditions que la chambre étalon. Le coefficient d'étalonnage de cette chambre est alors donné par :

$$N_{D,w,Q_0}^{rou} = \frac{M_{corr}^{éta} \cdot N_{D,w,Q_0}^{éta}}{M_{corr}^{rou}} \quad (IV.5.)$$

En utilisant la loi de propagation des incertitudes, l'incertitude sur le coefficient d'étalonnage de la chambre de routine, est évaluée selon l'équation suivante :

$$\frac{u(N_{D,w,Q_0}^{rou})}{(N_{D,w,Q_0}^{rou})} = \sqrt{\frac{u(M_{corr}^{rou})}{(M_{corr}^{rou})^2} + \frac{u(M_{corr}^{éta})}{(M_{corr}^{éta})^2} + \frac{u(N_{D,w,Q_0}^{éta})}{(N_{D,w,Q_0}^{éta})^2}} \quad (IV.6.)$$

IV.2.1. Incertitudes élémentaires intervenant dans la mesure de la lecture corrigée du dosimètre

La lecture corrigée est donnée par l'expression suivante :

$$M_{corr} = M \cdot k_{TP} \cdot k_{rec} \cdot k_{pol} \quad (IV.7.)$$

Par conséquent, l'incertitude sur la lecture corrigée tient compte des incertitudes sur la lecture du dosimètre et celles des facteur de correction pour la température et pression k_{TP} , pour recombinaison k_{rec} et pour polarité k_{pol} .

$$\frac{u(M_{corr})}{(M_{corr})} = \sqrt{\frac{u(M)}{(M)^2} + \frac{u(k_{TP})}{(k_{TP})^2} + \frac{u(k_{rec})}{(k_{rec})^2} + \frac{u(k_{pol})}{(k_{pol})^2}} \quad (IV.8.)$$

IV.2.1.1. Influence de la température et de la pression

Les variations de la température et de la pression affectent la masse d'air à l'intérieur de la cavité de la chambre d'ionisation. Comme la charge produite dépend de la masse du gaz, des corrections pour température et pression doivent être appliquées à la réponse de la chambre d'ionisation pour la ramener aux conditions pour lesquelles la chambre a été étalonnée. Le facteur de correction se réduit à un seul facteur donné par l'expression suivante [IAE00]:

$$k_{T,P} = \left(\frac{273.15 + T}{273.15 + T_0} \right) \cdot \frac{P_0}{P} \quad (IV.9.)$$

où T et P représentent respectivement la température en degré Celsius régnant à l'intérieur de la cavité de la chambre d'ionisation et la pression durant la mesure de la dose.

T_0 , P_0 sont respectivement la température et la pression durant l'étalonnage de la chambre. Ces valeurs sont en général prises comme $T_0=20^\circ\text{C}$, $P_0=760 \text{ mm Hg}$ (101,325 kPa).

Dans ce qui suit, nous allons décrire la méthode de calcul de l'incertitude sur le facteur de correction k_{TP} , en se basant sur les valeurs des incertitudes sur T et P . Cette incertitude est calculée en suivant plusieurs étapes;

La première étape consiste à exprimer les valeurs vraies de la température et de la pression en termes de valeurs mesurées et leurs erreurs correspondantes:

$$P = P_m + \delta P \quad \text{et} \quad T = T_m + \delta T \quad (IV.10.)$$

La seconde étape consiste à obtenir l'expression de la valeur vraie du facteur de correction k_{TP} à partir de la valeur mesurée $k_{TP,m}$.

$$k_{TP} = k_{TP,m} + \delta k_{TP} = k_{TP,m} \left(1 + \frac{\delta k_{TP}}{k_{TP,m}} \right) \quad (IV.11.)$$

L'incertitude sur cette correction est obtenue en termes d'incertitudes de la température et de la pression, en faisant ressortir d'une façon explicite une relation entre leurs erreurs de mesure.

En remplaçant les expressions de la pression et de la température (IV.10) dans la formule de k_{TP} (équation IV.9), on trouve :

$$k_{TP} = \frac{101.325}{p_m + \delta p} \times \frac{(273.15 + T_m + \delta T)}{293.15} \quad (\text{IV.12.})$$

$$= \frac{101.325}{p_m} \left(1 + \frac{\delta p}{p_m}\right)^{-1} \left(\frac{273.15 + T_m}{293.15}\right) \left(1 + \frac{\delta T}{273.15 + T_m}\right) \quad (\text{IV.13.})$$

$$= k_{TP,m} \left(1 + \frac{\delta p}{p_m}\right)^{-1} \left(1 + \frac{\delta T}{273.15 + T_m}\right) \quad (\text{IV.14.})$$

En supposant que les erreurs de mesures sont négligeables et en tenant compte du développement du 1^{er} ordre (IV.15), l'expression (IV.13) se réduit à :

$$\left(1 + \frac{\delta p}{p_m}\right)^{-1} = 1 - \frac{\delta p}{p_m} + O(\delta)^2 \quad (\text{IV.15.})$$

$$\left(1 - \frac{\delta p}{p_m}\right)^{-1} \left(1 + \frac{\delta T}{273.15 + T_m}\right) = 1 - \frac{\delta p}{p_m} + \frac{\delta T}{273.15 + T_m} + O(\delta)^2 \quad (\text{IV.16.})$$

Donc, la valeur vraie de facteur de correction pour la température et pression peut s'écrire comme suit :

$$k_{TP} = k_{TP,m} \left(1 - \frac{\delta p}{p_m} + \frac{\delta T}{273.15 + T_m}\right) \quad (\text{IV.17.})$$

Et en termes de valeurs mesurées et leurs erreurs :

$$\frac{\delta k_{TP}}{k_{TP,m}} = -\frac{\delta p}{p_m} + \frac{\delta T}{273.15 + T_m} \quad (\text{IV.18.})$$

L'étape finale consiste à identifier l'incertitude sur ce facteur comme une déviation standard de cette erreur :

$$\frac{\overline{\delta k_{TP}^2}}{k_{TP,m}^2} = \frac{\overline{\delta p^2}}{p_m^2} + \frac{\overline{\delta T^2}}{(273.15 + T_m)^2} - \frac{2\overline{\delta p \delta T}}{p_m (273.15 + T_m)} \quad (\text{IV.19.})$$

Si les erreurs de la température et de la pression sont non corrélées, le dernier terme de cette dernière équation va s'annuler, donnant ;

$$\frac{s(\delta k_{TP})}{k_{TP,m}} = \sqrt{\frac{s(\delta p)^2}{P_m^2} + \frac{s(\delta T)^2}{(273.15 + T_m)^2}} \quad (\text{IV.20.})$$

En termes d'incertitudes standards, cette équation devient ;

$$\frac{u_{k_{TP}}}{k_{TP,m}} = \sqrt{\frac{u_P^2}{P_m^2} + \frac{u_T^2}{(273.15 + T_m)^2}} \quad (\text{IV.21.})$$

IV.2.1.1.1. Incertitude sur la température

L'incertitude sur la température est composée de deux types : incertitude de type A et incertitudes de type B, le premier type est estimé à partir d'une analyse statistique d'une série de mesure de la dose absorbée dans l'eau effectuée sous les conditions de référence. Le deuxième type est évalué par un jugement scientifique fondé sur toutes les informations disponibles au sujet de la source d'incertitude.

a) Incertitude de type A

La composante de type A représente la déviation standard de la moyenne d'une série de mesure de la température. Cette dernière a dans tous cas été très stable et invariable pour le thermomètre analogue utilisé. La déviation standard des séries était nulle, nous pouvons conclure que l'incertitude relative de type A égale à zéro, $u_A = 0$.

b) Incertitude de type B

L'évaluation de l'incertitude de type B prend en considération toutes les sources d'incertitudes suivantes ;

b.1. Détermination de la température lors de la dosimétrie de référence

Pour des raisons techniques, la température à l'intérieur de la cavité est difficile à mesurer. Les protocoles dosimétriques ne donnent aucune indication sur la manière de sa détermination. En effet, doit-t-on déterminer T à : l'intérieur de la cavité, dans l'eau, dans la gaine d'étanchéité, ou à l'air libre ?

Pour répondre à la question précédente nous avons utilisé une chambre d'ionisation, dont l'électrode centrale a été remplacée par une sonde PT 100. Cette sonde est sensée donner la température dans la cavité de la chambre, ce qui est considéré comme cas idéal.

D'autres sondes PT 100 ont été placées dans, l'eau, dans l'air et dans une gaine d'étanchéité identique à celle de la chambre.

Ces quatre sondes reliées à un multimètre de type Keithly 2700, nous avons relevé la

température des milieux considérés, et cela durant un temps de 24 h.

Auparavant, En les plaçant simultanément dans un bac d'eau nous avons procédé à l'étalonnage de ces quatre sondes PT100, afin de nous assurer qu'ils donnent des températures identiques Figure IV.1. Le facteur d'étalonnage est déterminé par rapport à la sonde placée dans la chambre (101).

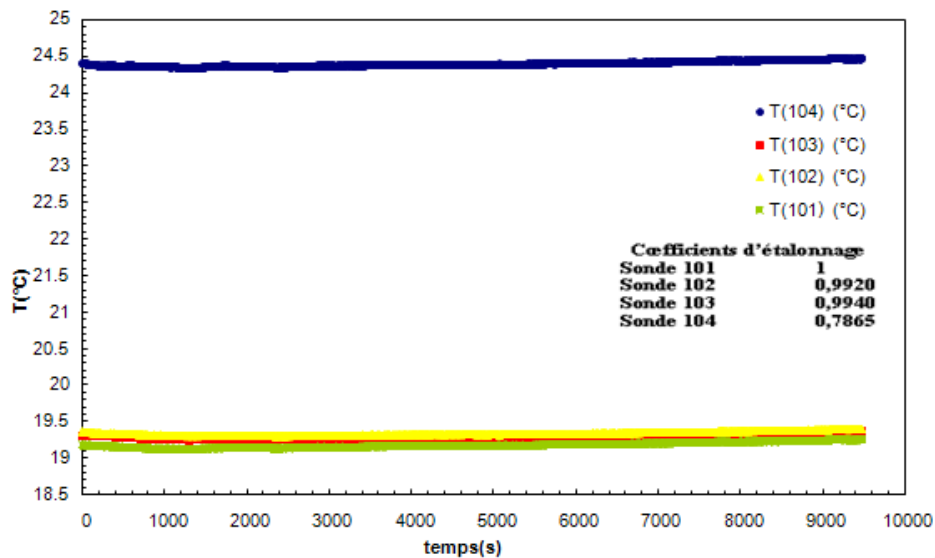


Figure IV.1. *Etalonnage des sondes utilisées par rapport à la sonde placée dans la cavité de la chambre*

Les sondes PT.100 sont placées dans les quatre milieux de la manière suivante (Figure .IV.2.)

La température de la chambre placée dans une gaine d'étanchéité est mesurée avec la sonde 101.

La température dans la gaine est mesurée avec la sonde 102

La température dans l'air est mesurée avec la sonde 103.

La température dans l'eau est mesurée avec la sonde 104.

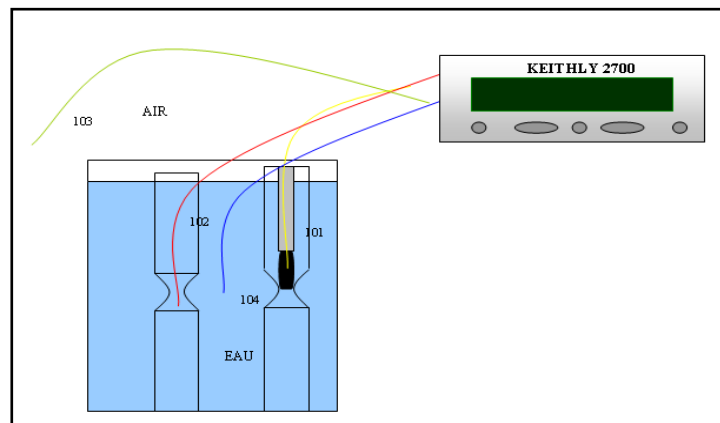


Figure IV.2. *Représentation du dispositif*

Résultats et interprétation

La figure IV.3. représente les variations des températures dans les quatre milieux.

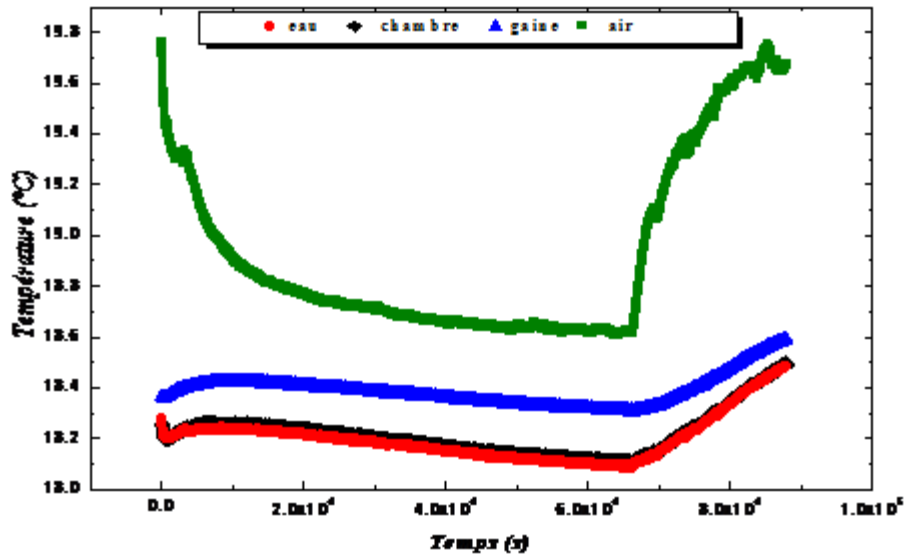


Figure IV.3. Variation de la température en fonction du temps

Cette figure montre que la température de l'eau et de la gaine sont voisines de celle de la chambre. A partir de ces courbes, nous avons calculé l'écart en % des températures T_i des milieux par rapport à la température de la chambre prise comme référence en utilisant la formule suivante.

$$\Delta T_i (\%) = \left(\frac{T_i - T_{chambre}}{T_{chambre}} \right) \times 100 \quad (IV.22.)$$

Les résultats sont illustrés dans la figure IV.4.

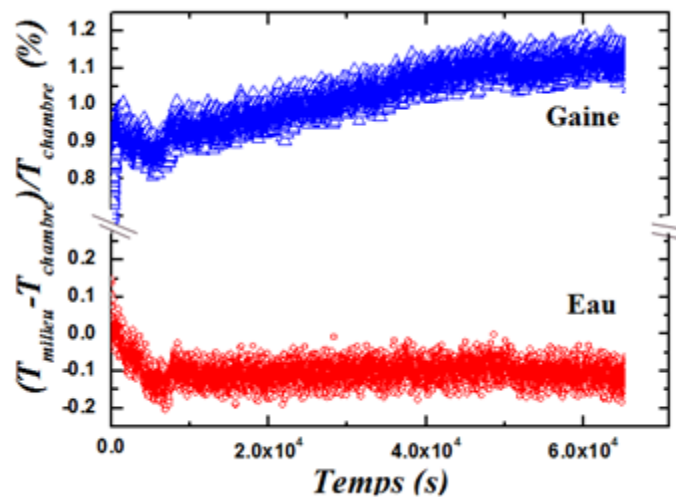


Figure IV.4. Ecarts des températures de l'eau et de la gaine par rapport à la température de la chambre en fonction du temps

On peut constater à travers les résultats, que la température la plus proche de celle de la cavité de la chambre est celle de l'eau (écart $\approx -0.1\%$) puis celle de la gaine (écart $\approx 1.1\%$).

Conclusion

Notre étude a permis de conclure que pour une meilleure précision de mesure de la dose absorbée, il est recommandé de mesurer la température dans l'eau. Le thermomètre peut être aussi placé dans une gaine identique à celle utilisée pour la chambre.

Comme, nous avons conclu précédemment, la mesure de la température dans l'eau s'écarte légèrement de celle régnant dans la cavité de la chambre, cet écartement a été estimé à 0.1% (Figure IV.4.), pour une distribution rectangulaire, l'incertitude de type B sur ce paramètre est égale à :

$$u_B^{cav}(T) = \frac{0.1\%}{\sqrt{3}}$$

Donc ;

$$u_B^{rou}(eau) = u_B^{éta}(eau) = 0.06\%$$

b.2. Résolution du thermomètre

La graduation d'un instrument de mesure analogique ou l'afficheur d'un appareil numérique sont des sources d'incertitude. Si la résolution du dispositif de lecture est δx , la valeur du signal d'entrée qui produit une indication donnée X peut se situer avec une égale probabilité à n'importe quel endroit de l'intervalle $\left[X - \frac{\delta x}{2}, X + \frac{\delta x}{2} \right]$, le signal d'entrée est alors décrit par une

loi de probabilité rectangulaire de largeur δx et d'écart-type $u_{res}(X) = \frac{\delta x}{2\sqrt{3}}$ appelée incertitude de résolution.

La plus petite graduation de notre thermomètre est de $\delta T = 0.2 \text{ } ^\circ\text{C}$, ceci donne comme incertitude relative pour les deux chambres (étalon et celle de routine) égale à :

$$u_B^{rés}(T) = \frac{0.2}{T \times 2 \times \sqrt{3}} \times 100$$

$$u_B^{rés}(T) = 0.02\%$$

b.3. Certificat d'étalonnage

Selon le certificat d'étalonnage du thermomètre, l'incertitude associée à l'intervalle de notre mesure de la température (15 - 25°C) est 0.5 °C à un niveau de confiance de 95%, ce qui donne une incertitude relative de type B (à 68%) pour les deux chambres étalon et celle de routine, égale à :

$$u_B^{éta}(T) = 1.14\%$$

c) Incertitude composée

Le tableau suivant regroupe les différentes sources d'incertitude de la température. L'incertitude composée de chaque type est calculée selon la formule suivante (voir chapitre III) :

$$u_c = \sqrt{\sum u_i^2}$$

Tableau IV.1. L'incertitude standard relative sur la température

Source d'incertitudes	Type de chambre			
	NE 2561		NE 2571	
	Type A (%)	Type B (%)	Type A (%)	Type B (%)
1.1 Reproductibilité de mesure de la température	0.000		0.000	
1.2 différence avec T° dans la cavité	-	0.060	-	0.060
1.3 Résolution du Thermomètre	-	0.020	-	0.020
1.5 Certificat d'étalonnage du Thermomètre	-	1.147	-	1.157
Incertitude Composée (68%)	0.000	1.148	0.000	1.159

IV.2.1.1.2. Incertitude sur la pression

La pression est une des grandeurs qui influe directement sur la valeur mesurée de la dose absorbée. Afin d'évaluer son incertitude, nous allons suivre les mêmes étapes que pour la température.

Cette incertitude $u_c(P)$ se compose de deux types ;

a) Incertitude de type A

La composante de type A représente l'écart type de la moyenne d'une série de mesures de la pression lors de la mesure de la dose absorbée de référence. Dans notre cas, dix mesures successives de la pression donnent des valeurs identiques pour les deux chambres (751.9 mm Hg) pour la chambre étalon et (752 mm Hg) pour la chambre de routine. Les écarts-type étant nuls, les incertitudes relatives de type A sont égales à zéro

$$u_A^{eta}(P) = u_A^{rou}(P) = 0.$$

b) Incertitude de type B

b.1. Etalonnage du baromètre

Le baromètre utilisé dans le cadre de notre étude, de type AIR-HB-1A # 9K4599, a été étalonné par rapport à un baromètre absolu de type Kompensiert 604 # 550116.

L'incertitude sur le facteur d'étalonnage est de l'ordre 0.02% avec un intervalle de confiance de 68% ($k=1$).

$$u_B^{cal}(P) = 0.02\%$$

b.2. Résolution du baromètre

La résolution de notre baromètre de routine est de : $\delta P = 0.1 \text{ mm Hg}$. Pour une distribution rectangulaire, l'incertitude relative à un niveau de confiance de 68% pour les deux chambres (2561 et 2571) est donnée par ;

$$u_B^{reso}(P) = \frac{0.1}{2 \times P \times \sqrt{3}} \times 100$$

$$u_B^{reso}(P) = 0.004\%$$

c) Incertitude composée

De la même manière que pour la température, l'incertitude composée calculée pour la pression est donnée dans le tableau IV.2.

Tableau IV.2. Incertitude standard relative sur la pression

Source d'incertitudes	Type de chambre			
	NE 2561		NE 2571	
	Type A (%)	Type B (%)	Type A (%)	Type B (%)
1.6. Reproductibilité de mesure de la pression	0.000	-	0.000	-
1.8. Etalonnage du Baromètre	-	0.020	-	0.020
1.7. Résolution du Baromètre	-	0.004	-	0.004
Incertitude Composée (68%)	0.000	0.020	0.000	0.020

En résumé, l'incertitude sur le facteur de la température et pression est donnée dans le tableau suivant :

Tableau IV.3. Incertitude relative standard sur le facteur de correction k_{TP}

Source d'incertitudes	Type de chambre			
	NE 2561		NE 2571	
	Type A (%)	Type B (%)	Type A (%)	Type B (%)
1. Température		1.148		1.159
2. Pression		0.020		0.020
Incertitude Composée sur K_{TP} (68%)		0.0873		0.0873

IV.2.1.2. Influence de la polarité

La réponse d'une chambre d'ionisation peut changer de manière significative, pour certaines qualités, lorsque le signe de la polarité est changé. L'instrument de référence (étalon ou de routine) est en général étalonné dans un laboratoire de référence avec une polarisation donnée

(valeur et signe). Le certificat d'étalonnage n'est alors valable que pour ces conditions de polarité et il est fortement recommandé d'utiliser cette chambre avec la polarisation qui figure sur le certificat d'étalonnage. Lorsque cette chambre est utilisée pour la dosimétrie d'un faisceau identique à celui utilisé pour l'étalonnage, c'est le cas du ^{60}Co par exemple, l'effet de polarité et son incertitude restent négligeables.

Dans notre cas, nous avons procédé à la détermination du facteur de correction de l'effet de la polarité. La valeur trouvée est voisine de 1 ($k_{pol}=1.0008$).

IV.2.1.3. Influence de la recombinaison

L'effet de recombinaison, qui traduit le fait que les ions créés dans la cavité de la chambre se recombinent entre eux et donnent lieu à une perte du signal, est en général très faible pour les rayonnements continus. Les chambres d'ionisation utilisées pour la dosimétrie en radiothérapie, sont étalonnées dans un laboratoire de référence sans tenir compte de l'effet de recombinaison. Pour cette raison, il est recommandé, lorsque cette chambre est utilisée dans un même faisceau, de ne pas appliquer de facteurs de recombinaison, ou, en d'autres termes, prendre ce facteur comme étant égal à 1 avec une incertitude négligeable.

IV.2.1.4. Influence d'autres paramètres liés à la mesure de la lecture du dosimètre

La lecture obtenue lors d'une mesure (charge ou courant) peut s'écrire sous la forme suivante :

$$M_Q = M_{\text{affichée}} - M_{\text{fuite}} \cong M_{\text{affichée}} \quad (\text{IV.23.})$$

$M_{\text{affichée}}$ est la lecture en termes de charge affichée sur l'écran de l'électromètre.

M_{fuite} est la charge collectée en absence d'irradiation (courant de fuite), nous allons la déterminer ultérieurement.

L'incertitude sur la lecture est donc calculée comme suit :

$$\frac{u^2(M_Q)}{(M_Q)^2} = \frac{u^2(M_{\text{affichée}})}{(M_{\text{affichée}})^2} + \frac{u^2(M_{\text{fuite}})}{(M_{\text{fuite}})^2} \quad (\text{IV.24.})$$

Les deux termes du coté droit de la formule vont être déterminés dans ce qui suit :

IV.2.1.4.1. Incertitude sur le Courant de fuite

Le courant de fuite de l'instrument de mesure, qui est assimilé à sa réponse relevée en l'absence d'irradiation au bout d'un temps fixé, doit être inférieur à 0.1% de la réponse enregistrée au cours d'une irradiation donnée [IAE08].

Le courant de fuite étant généralement faible par rapport à celui mesuré en présence du rayonnement, il peut être présent en permanence ou provoqué par l'irradiation. Il peut provenir soit de la chambre d'ionisation, soit de la chaîne de mesure associée.

Evaluation expérimentale

Dans cette partie du travail, on a effectué deux séries de mesure du courant, la première en l'absence d'irradiation au bout d'un temps donné et une autre en présence d'irradiation pendant la même durée du temps.

En absence d'irradiation, nous avons mesuré le courant de fuite en laissant la chambre connectée à la chaîne de mesure associée. Ce travail a été réalisé pour la chambre étalon (NE 2561) et la chambre de routine (NE 2571).

Les résultats du travail expérimental sont représentés dans le tableau suivant :

Tableau IV.4. Courant de fuite

	Avec Irradiation	Sans Irradiation	
	Courant mesuré (M) (pA)	Courant de fuite (M_{fuite}) (pA)	M_{fuite}/M (%)
Chambre de routine (2571)	184	0.03	0.02
Chambre étalon (2561)	79.9	0.05	0.06

D'après les résultats illustrés dans le tableau ci-dessus, le courant de fuite est très inférieur à celui mesuré sous irradiation ($< 0.1\%$), l'incertitude associée est négligeable. De toutes les manières, cette incertitude est incluse dans l'incertitude liée à la résolution de l'électromètre.

IV.2.1.4.2. Incertitude sur la lecture affichée

L'incertitude sur la lecture affichée dépend des paramètres d'influences suivants :

a) Paramètres liés au système dosimétrique (chambre + électromètre)

a.1. Reproductibilité de mesure

L'incertitude sur la reproductibilité de mesure est estimée en calculant l'écart type de la moyenne d'une série de vingt mesures effectuées dans les mêmes conditions (incertitude de type A) .

$$u_A(rep) = \frac{\sigma}{M\sqrt{N}}$$

σ étant l'écart type de la série de mesure. M , qui représente la moyenne de la série de mesure corrigée pour effet de température et pression, est égale à 2.398 nC et 5.540 nC pour la chambre étalon et la chambre de routine respectivement. N , le nombre de mesures effectuées, est égal à 20.

Les résultats des mesures sont illustrés par les figures IV.5a et IV.5a b pour la chambre étalon et la chambre de routine respectivement.

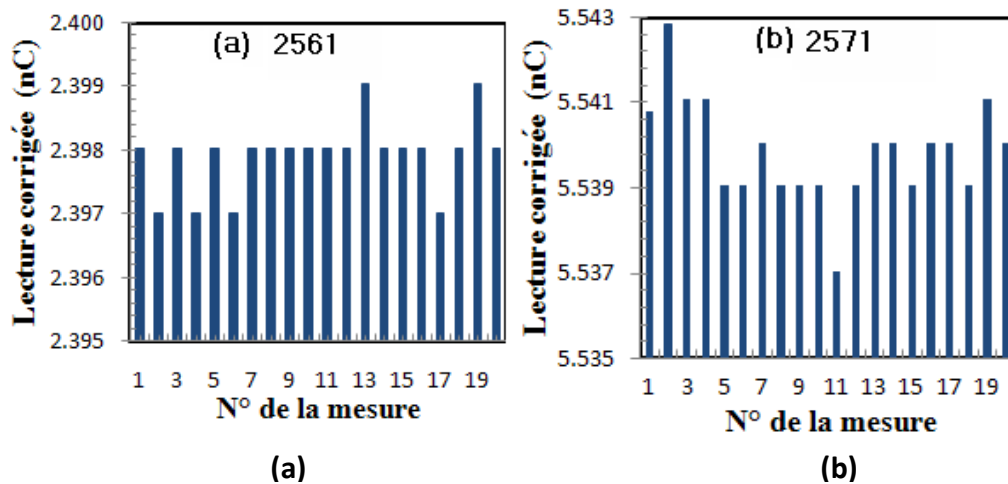


Figure IV.5. Reproductibilité de la mesure de la chambre étalon (a) et de la chambre de routine (b)

Les résultats montrent que l'incertitude de type A pour les lectures de la chambre étalon et celle de routine est :

$$u_A^{éta}(rep) = u_A^{rou}(rep) = 0.005\%$$

a.2. Stabilité de système dosimétrique

Il est recommandé de laisser le système dosimétrique (chambre + électromètre) allumés pendant un certain temps leurs permettant d'atteindre leur régime stationnaire, ou la variation du signal reste quasiment constante.

Des études ont été faites par plusieurs laboratoires tels que National Physics Laboratory (NPL) et l'Institut National des Mesures Standards du Canada sur la stabilité de la chambre d'ionisation [McC05]. Ces études ont montré que la stabilité dépend de paramètres de conception : nature de l'isolant qui entoure l'électrode et le volume actif de la cavité.

Le travail que nous avons entrepris consiste à vérifier l'effet du temps sur la réponse de système électromètre-chambre. La chambre NE2571# 2402, connectée à l'électromètre PTW UNIDOS #20362, et soumise à l'irradiation dans le faisceau de photons γ du cobalt ^{60}Co du LSED. Les mesures sont prises à des intervalles de temps réguliers 30s, immédiatement après la mise en marche de l'unité de ^{60}Co . Les mesures sont relevées à l'aide d'un logiciel d'acquisition de données, réalisé sous Labview par l'équipe du LSED, par l'intermédiaire d'une interface RS232. Les courants ont été relevés pendant des temps allant de 0 à 5000 s.

La figure IV.6. illustre la variation de la réponse du système dosimétrique en fonction du temps.

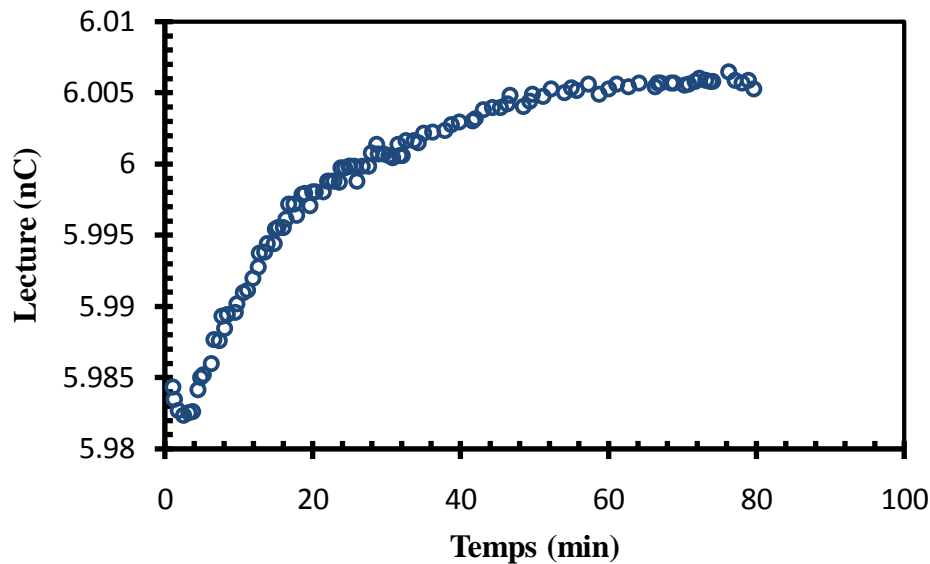


Figure IV.6. Stabilité du système chambre + électromètre

Comme on peut le voir, la stabilité est atteinte au bout de 40 mn.

Conclusion : Nous pouvons conclure de l'étude précédente, qu'il est recommandé pour des raisons de stabilité, de pré-irradier la chambre d'ionisation connectée à l'électromètre pendant au moins 40 minutes avant son utilisation. Pour des mesures de référence du laboratoire il est recommandé de laisser le système se stabiliser pour un temps assez long ≈ 1 heure.

Le but de cette étude est d'évaluer l'incertitude sur la lecture si on ne prend pas en compte le temps de stabilité, elle est évaluée selon l'équation suivante :

$$u(\text{stabilité}) = \frac{Q(t_{\text{stab}}) - Q(t_{\text{non stab}})}{Q(t_{\text{stab}})} \times 100 \quad (\text{IV.25.})$$

$Q(t_{\text{non stab}})$: est prise à un temps de 20 mn, car ce temps est généralement pris comme un temps de pré-irradiation de la chambre d'ionisation.

$$u_B(\text{stab}) = 0.16 \%$$

De la même manière, l'incertitude due à la stabilité de l'étalon secondaire a été évaluée à 0.15 %. On voit ici que la stabilité du système dosimétrique joue un rôle important dans la détermination de la dose absorbée, par conséquent il est impératif de respecter le temps nécessaire qu'il faut pour que le système dosimétrique atteigne sa stabilité.

a.3. Résolution de l'électromètre

L'électromètre utilisé est le PTW UNIDOS 20362. Ce type d'électromètre a un pouvoir de résolution de 4 chiffres, et la plus petite réponse qu'il indique est 0.001 nC (Medium range), pour une distribution rectangulaire, l'incertitude relative sur ce paramètre qui est de type B à un niveau de confiance de 68% pour les deux chambres étalon et celle de routine est respectivement égale à :

$$u_{res}(Q) = \frac{0.001}{2 \times M \times \sqrt{3}}$$

$$u_{res}^{éta}(Q) = 0.012 \%$$

$$u_{res}^{rou}(Q) = 0.005 \%$$

Où, M est la lecture moyenne affichée sur l'écran de l'électromètre, effectuée sous les conditions de références ($M^{éta} = 2.358 \text{ nC}$, $M^{rou} = 5.452 \text{ nC}$).

a.4. Linéarité de la réponse de l'électromètre

La réponse d'un électromètre doit être vérifiée périodiquement. A cet effet il est recommandé de vérifier sa linéarité car cette caractéristique contribue d'une façon importante aux résultats de l'étalonnage.

La procédure suivie dans cette partie consiste à relier l'électromètre UNIDOS 10002 #20362 avec la source de courant de type Keithley 263, en mode charge. Le dispositif étant laissé se stabiliser pendant 30 à 45 minutes, conformément aux résultats précédents. La source de courant est alors réglée pour délivrer des charges entre 1 nC et 10 nC, et les charges collectées par l'électromètre sont notées. Pour chaque charge, 5 mesures sont prises.

Résultats et discussion

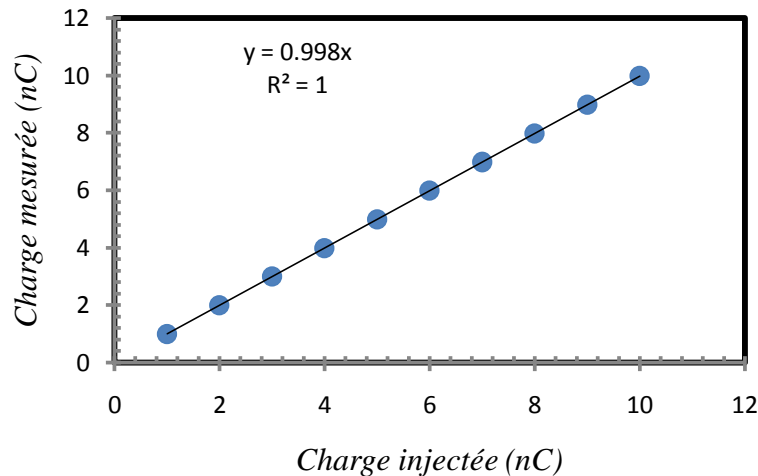
L'analyse des résultats obtenus est représentée dans le tableau et le graphe suivants ;

Tableau IV.5. Linéarité de la réponse de l'électromètre

Charge injectée (Source de courant) (nC)	Charges lues sur l'électromètre Q_{mes} (nC)	Charge calculée Q_{cal} (nC) *	Déviations Δ (%) **
1	1	0.998	0.12
2	2	1.997	0.14
3	3	2.995	0.15
4	3.9873	3.993	-0.15
5	4.988	4.991	-0.07
6	5.987	5.990	-0.05
7	6.988	6.988	-0.00
8	7.987	7.986	0.00
9	8.986	8.984	0.01
10	9.986	9.983	0.02

(*) : Charge calculée à l'aide de l'équation de linéarité de la figure (IV.7.)

$$(**) : \Delta = \frac{(Q_{mes} - Q_{cal})}{Q_{mes}} \times 100$$

**Figure IV.7. Linéarité de l'électromètre UNIDOS PTW 20362**

Conclusion : Nous pouvons conclure de l'étude précédente que la réponse de cet électromètre est linéaire. La déviation maximale de cette linéarité a été évaluée à 0.15 %, par conséquent pour une distribution rectangulaire, l'incertitude absolue associée à ce paramètre est de 0.087%

$$u_{lin}^{éta}(M) = u_{lin}^{rou}(M) = 0.087\%$$

a.5. Stabilité à long terme de la chambre d'ionisation (check source)

Une chambre d'ionisation peut avoir un choc qui pourrait changer ses propriétés dosimétriques. Pour vérifier les propriétés nous devons comparer périodiquement sa réponse,

par rapport à une référence donnée qui est déterminée à l'aide d'une source de contrôle.

"Une source de contrôle de stabilité comprend en général une ou plusieurs sources radioactives placées dans un conteneur blindé et pouvant être positionnées dans une géométrie fixe par rapport à la chambre d'ionisation. La source étalon utilisé en général est celle du ^{90}Sr . La source de contrôle est en général conçue pour un type particulier de chambre. On observe souvent que le courant d'ionisation de la chambre varie si l'on tourne celle-ci. Dans ce cas, la marque gravée en général par le constructeur sur le manche de la chambre sera alignée avec une marque correspondante sur le conteneur de la source. Lorsque la source de contrôle de la stabilité est avant la mesure dans des conditions de température différente de celles de l'endroit de mesure, il faudra alors attendre suffisamment longtemps pour qu'elle atteigne la nouvelle température avant d'effectuer les mesures; ceci peut prendre plusieurs heures. Dans le but de contrôler la température, il faut disposer d'un thermomètre qui sera inséré dans un trou pratiqué dans le conteneur. L'étalonnage du thermomètre doit être traçable aux étalons nationaux. Il faut prévoir du temps, après avoir placé la chambre dans la source, pour qu'elle se stabilise et atteigne la température d'équilibre; 10 minutes suffisent en général". [ARI 95]

Les mesures de vérifications effectuées à des dates différentes doivent être comparées et rapportées à une date de référence en appliquant une correction pour décroissance radioactive de la source.

$$\varphi = \varphi_0 \cdot e^{\frac{\text{Ln}2}{T_{1/2}} \cdot t} = \varphi_0 \cdot f^t \quad (\text{IV.26.})$$

Dans le cas du ^{90}Sr , la période est : $T_{1/2} = 28.5 \text{ ans}$ avec $1 \text{ an} = 365.25 \text{ jours}$, f prend la valeur :

$$f = e^{\frac{\text{Ln}2}{T_{1/2}}} = 0.99993 \quad (\text{IV.27.})$$

En exprimant la formule précédente en termes de jours (j), nous obtenons la relation suivante entre les indications de la chambre ;

$$L(J) = L(J_0) \cdot (0.99993)^{\Delta J} \quad (\text{IV.28.})$$

J_0 représente la date de référence et J la date de l'exécution de la mesure

ΔJ est l'intervalle de temps, en jours, séparant les deux dates.

En appliquant cette méthode pour la chambre étalon et celle de routine, nous obtenons les tableaux IV.6. et IV.7.

Dans ces tableaux, le rapport est calculé selon la formule suivante :

$$\text{Rapport} = \frac{\text{Lecture correspond à une date donnée rapportée à la date de référence}}{\text{Lecture obtenue à la date de référence}}$$

Tableau IV.6. Vérification de la stabilité de la chambre étalon

Date	Débit (nC/s)	Débit ramené au 08-sept-09	Rapport
14-sept-08	0.350	0.342	1.000
08-janv-09	0.351	0.346	1.010
11-janv-09	0.353	0.347	1.014
11-janv-09	0.352	0.346	1.011
13-janv-09	0.351	0.346	1.010
14-janv-09	0.350	0.345	1.008
14-janv-09	0.350	0.344	1.006
22-mars-09	0.348	0.344	1.005
22-mars-09	0.348	0.344	1.004
23-mars-09	0.349	0.345	1.008
26-mars-09	0.346	0.342	1.000
26-mars-09	0.348	0.344	1.005
29-mars-09	0.348	0.344	1.005
30-mars-09	0.348	0.344	1.005
31-mars-09	0.348	0.344	1.005
08-sept-09	0.342	0.342	1
24-sept-09	0.341	0.342	0.999
27-sept-09	0.341	0.342	0.999
01-oct-09	0.342	0.342	1.000
04-oct-09	0.343	0.343	1.003
Moyenne			1.005
Ecart type de la moyenne			0.01 %

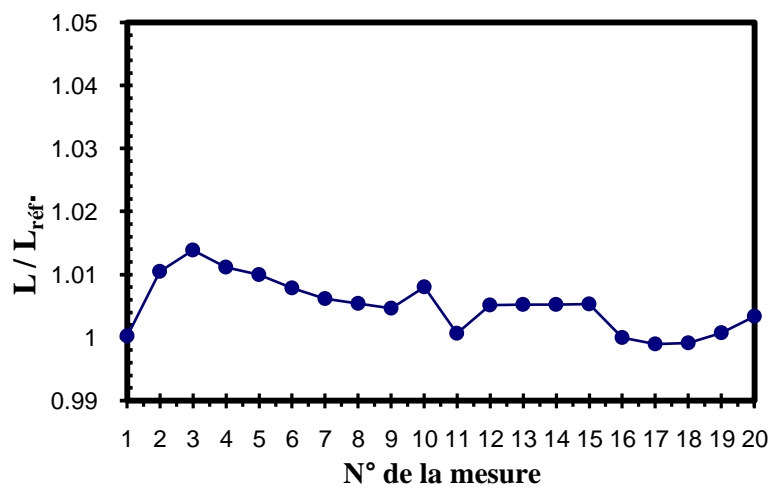
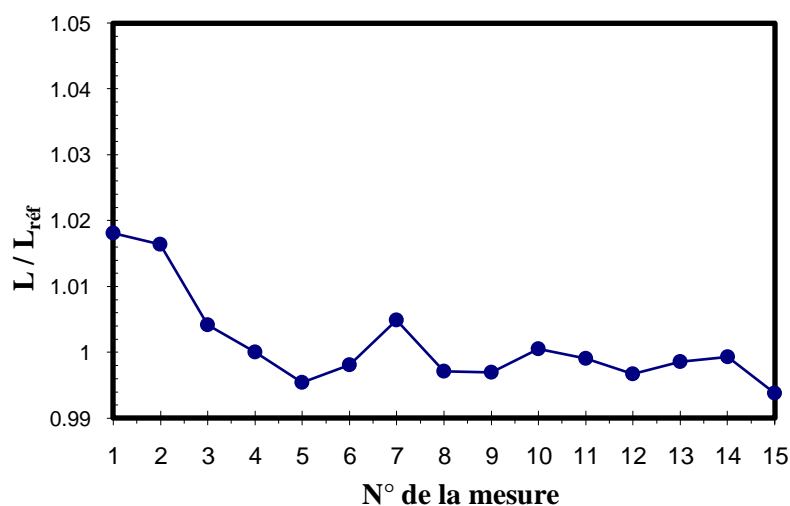
Figure IV.8. Variation de la lecture de l'étalon avec la source de ^{90}Sr

Tableau IV.7. Vérification de la stabilité de la chambre de routine

Date	Débit (nC/s)	Débit ramené au 26-déc-07	Rapport
22/11/2004	31.104	28.741	1.018
17/10/2006	29.580	28.693	1.016
26/12/2007	28.347	28.347	1.004
26/12/2007	28.230	28.230	1
26/12/2007	28.100	28.101	0.995
05/01/2008	28.156	28.176	0.998
06/01/2008	28.347	28.369	1.005
07-janv-08	28.125	28.149	0.997
10/09/2008	27.637	28.143	0.996
08/01/2009	27.504	28.244	1.000
23/03/2009	27.322	28.203	0.999
13/09/2009	26.929	28.138	0.997
22/09/2009	26.962	28.190	0.998
26/09/2009	26.975	28.211	0.999
27/09/2009	26.823	28.054	0.994
Moyenne			1.001
Ecart type de la moyenne			0.183%

**Figure IV.9. Variation de la lecture de la chambre de routine avec la source de ^{90}Sr**

L'incertitude sur la stabilité à long terme des chambres de référence et de routine peut être estimée à partir des séries de mesures précédentes. Elle représente la déviation standard des moyennes. Puisque elle n'est pas déterminée directement durant chaque mesure, elle est traitée comme une incertitude de type B. Des tableaux IV.6. et IV.7., on peut déduire ces incertitudes pour les deux chambres :

$$u_{stab}^{éta}(M) = 0.10 \% \quad u_{stab}^{rou}(M) = 0.18 \%$$

a.6. Récapitulatif

Le tableau suivant regroupe les différentes sources d'incertitude de Paramètres liés au système dosimétrique. L'incertitude composée de chaque type est calculée par somme quadratique :

Tableau IV.8. Incertitude standard relative sur les paramètres liés au système dosimétriques

Source d'incertitudes	Type de chambre			
	2561		2571	
	Type A(%)	Type B(%)	Type A(%)	Type B(%)
1.1 Reproductibilité de mesure	0.005		0.005	
1.2 Stabilité de système dosimétrique		0.150		0.160
1.3 Résolution de l'électromètre		0.012		0.005
1.4 Linéarité de la réponse de l'électromètre		0.087		0.087
1.5 Stabilité de la chambre d'ionisation		0.100		0.180
Incertitude Composée (68%)	0.005	0.200	0.005	0.256

b) Paramètres liés au champ d'irradiation

b.1. Taille du champ

Le calcul de la valeur de la dose absorbée dans l'eau dépend beaucoup de la taille du champ utilisée. Pour tenir compte des diffusés qui proviennent de la tête d'irradiation et du fantôme, un facteur correctif est introduit dans le formalisme de la dose (IV.1) qui est le facteur d'ouverture collimateur *FOC*. Notre étude consiste à évaluer l'influence de la variation de la taille du champ sur la dose absorbée de référence, et ce à travers les variations du *FOC*.

b.1.1. Erreur sur la taille du champ

En tenant compte de la coïncidence entre le champ lumineux et celui d'irradiation, obtenue en exposant un film radiographique sur lequel le champ lumineux est matérialisé par un carré pointu sur ces quatre coins (Figure IV.10.), l'écart maximum entre la taille du champ lumineux et celui d'irradiation a été estimé à 1 mm. Par ailleurs, l'erreur qu'on commet lors du réglage de la taille du champ d'irradiation à l'aide du champ lumineux, correspond à la largeur de la pénombre de ce dernier, qui est estimée à 1 mm, ce qui donne une erreur globale de 2 mm.

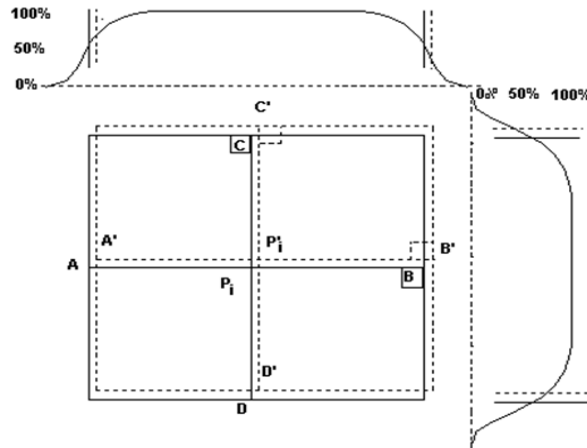


Figure IV.10. Alignement du champ lumineux et du champ d'irradiation

b.1.2. Incertitude sur le facteur d'ouverture collimateur ;

L'erreur précédente qui est estimée à 2 mm, est utilisée pour déterminer l'incertitude sur la dose de référence à partir de la courbe du FOC qu'on a déterminée (Figure IV.11). En utilisant un logiciel de modélisation des courbes, on détermine les valeurs du FOC pour les tailles $(10 \pm 2) \text{ cm} \times (10 \pm 2) \text{ cm}$ (Tableau IV.9).

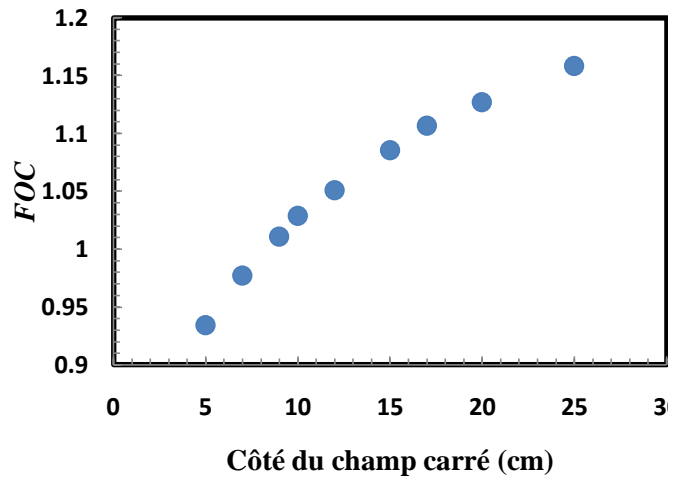


Figure IV.11. Courbe du FOC dans l'eau (DSP =80 cm, z=5 cm)

Tableau IV.9. Valeurs du FOC

Côté du champ carré (cm)	FOC
10	1.000
10.2	1.001
9.8	0.998

L'écart maximum des valeurs du FOC par rapport au FOC de référence est donné par :

$$\delta(F.O.C) = \max(FOC(10 \pm 0.1 \times 10 \pm 0.2) - FOC(10 \times 10)) = 0.002 \quad (IV.29.)$$

Pour une distribution rectangulaire, l'incertitude sur la taille du champ est égale à :

$$u_B(FOC) = \frac{\delta(FOC)}{FOC \times \sqrt{3}} = 0.12 \%$$

b.2. Positionnement de la source de Cobalt

La variation due à la position de la source influe directement sur la variation du débit de dose. En effet, la variation, aussi légère soit-elle, de l'emplacement de la source en position d'irradiation, entraîne une légère variation du débit de dose. En fonction de l'état de l'unité d'irradiation, la source peut se déplacer de sa position de stockage et venir se placer en position d'irradiation différente à chaque fois. Dans ce qui suit, nous allons évaluer l'incertitude due à ce positionnement. Comme pour les autres incertitudes, nous évaluerons l'incertitude de type A et celle de type B.

b.2.1. Incertitude de type A

Cette composante d'incertitude est déterminée par la reproductibilité du positionnement de la source et est donnée par l'écart-type de la moyenne des charges mesurées pour un temps donné, lorsque la source de Cobalt est ramenée de la position de stockage à la position d'irradiation plusieurs fois.

Tableau IV.10. Positionnement de la source de Cobalt

N° de série	Lectures (nC)
1	1005.02
2	1006.09
3	1006.14
4	1005.58
5	1006.26
6	1005.46
7	1005.76
8	1005.97
9	1005.87
10	1005.87
11	1004.8
12	1005.71
13	1006.68
14	1007.81
15	1006.22
16	1005.67
17	1006.1
18	1006.63
19	1006.44
20	1007.31
21	1007.12
Moyenne	1006.12
Ecart-type	0.07 %

L'incertitude de type A est obtenue en divisant l'écart-type par la racine du nombre de mesures effectuées [IAE08]

$$u_A(pos)=0.01 \%$$

Nous avons vu en IV.2.1.4.2. (a.1) que la reproductibilité des lectures est de l'ordre de 0.005 %, par conséquent l'incertitude calculée n'est pas liée à la reproductibilité des mesures.

b.2.2. Incertitude de type B :

La détermination de deuxième type d'incertitude a été effectuée en utilisant le télémètre. La technique est basée sur la loi de l'inverse carré qui nous permet de déterminer la position de la source de l'unité de ^{60}Co type ELDORADO 78.

Détermination expérimentale

Les mesures ont été effectuées aux différentes distances en laissant constante l'ouverture du collimateur de façon à ne pas modifier les conditions de diffusion.

Les mesures sont relevées à de faibles distances source-détecteur (*DSD*) afin de négliger l'atténuation du faisceau dans l'air de telle sorte que la contribution du rayonnement diffusé soit négligeable.

Le télémètre est une règle intégrée à l'unité de ^{60}Co type ELDORADO, situé au niveau de la tête d'irradiation. Il permet de mesurer la distance source- chambre entre 55 et 100 *cm* par pas de 1 *cm*. Les mesures sont réalisées dans l'air entre 55.75 et 100.75 *cm* par pas de 10 *cm*. Pour chaque distance, nous avons relevé une série de 10 mesures consécutives. La moyenne de chaque série de mesures est corrigée pour l'effet de la température et de la pression. Les résultats expérimentaux obtenus sont rassemblés dans le tableau suivant :

Tableau IV.11. Vérification de la position de la source par le télémètre.

Distance d (<i>cm</i>)	Lecture moyenne corrigée Q_{corr} (<i>nC</i>)	$\frac{1}{\sqrt{Q_{\text{corr}}}}$
55.75	4.22	0.49
60.75	3.66	0.52
65.75	2.99	0.58
70.75	2.58	0.62
75.75	2.25	0.67
80.75	1.99	0.71
90.75	1.59	0.79
100.75	1.3	0.88

La représentation graphique de $1/\sqrt{Q_{\text{corr}}}$ en fonction de la distance fait apparaître une droite dont l'intersection avec l'axe des abscisses permet de déduire un décalage de la source de 0.1 *cm* par rapport à l'origine du télémètre

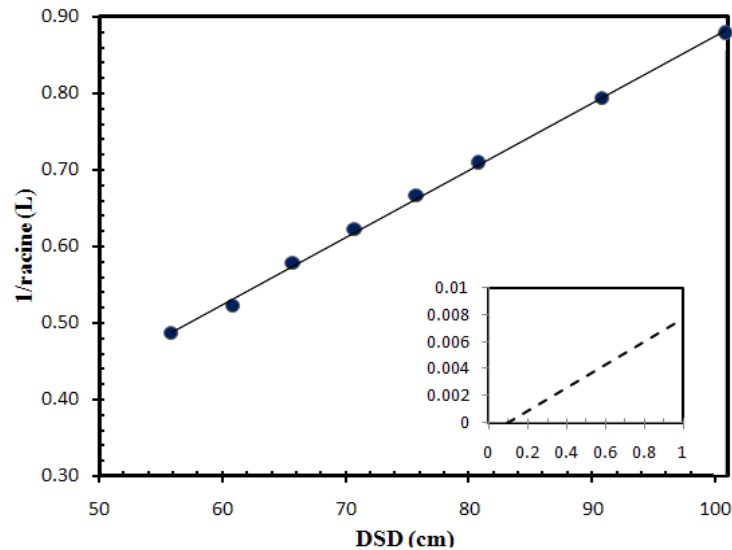


Figure IV.12. Loi de l'inverse carré de la distance avec le télémètre

Conclusion

Les résultats obtenus donnent un écart de la position de la source de 1 mm qui est inférieur à ses dimensions qui sont de 2 cm de diamètre sur 2 cm de hauteur.

Ce décalage de la position de la source peut être considéré comme une source d'incertitude de type B. Donc, la valeur de l'incertitude relative due à cette source est calculée en tenant compte de la distance nominale (80 cm) :

$$u_B(\text{décalage}) = \frac{0.1}{80 \cdot \sqrt{3}}$$

$$u_B(\text{décalage}) = 0.07\%$$

b.3. Récapitulatif

Le tableau suivant regroupe les différentes sources d'incertitude de Paramètres liés champ d'irradiation. L'incertitude composée de chaque type est calculée comme somme quadratique.

Tableau IV.12. Incertitude standard relative sur les paramètres liés au champ d'irradiation pour les deux chambres

Source d'incertitudes	Type A(%)	Type B(%)
1.1 Taille du champ		0.120
1.2 Positionnement de la source	0.010	0.070
Incertitude Composée (68%)	0.010	0.139

c) Paramètres liés au positionnement de la chambre d'ionisation

Le positionnement de la chambre d'ionisation dépend de plusieurs paramètres, citons; la profondeur z , la distance source fantôme DSP , la rotation de la gaine d'étanchéité...etc. En

effet, toute variation d'un de ces derniers paramètres peut avoir une influence sur la valeur de la dose absorbée de référence qui est déterminée dans les conditions de référence, où ces paramètres sont fixés. Afin d'évaluer l'amplitude de cette variation, il est recommandé de quantifier les incertitudes élémentaires de chacun de ces paramètres.

c.1. La profondeur z

Lorsqu'on positionne une chambre d'ionisation cylindrique à une profondeur déterminée, l'erreur commise sur la profondeur dépend du dispositif utilisé pour le positionnement de la chambre à cette profondeur. En ce qui nous concerne, nous utilisons dans la plupart des cas des chambres non étanches, ce qui nous oblige à protéger cette chambre avec une gaine d'étanchéité d'épaisseur inférieure à 1 mm [IAE00]. Dans le cas où un fantôme AIEA est utilisé, cette gaine est placée dans l'eau à des profondeurs variant par pas de 2.5 cm grâce à un dispositif constitué de deux plaques en PMMA dotées de trous équidistants, l'une placée au sommet du fantôme et l'autre collée à sa base. Le positionnement de la chambre dans ce fantôme est alors parfaitement reproductible et par conséquent l'incertitude associée de type B est nulle pour les deux chambres (étalon et celle de routine).

Lorsque la chambre est placée dans un fantôme de type MEDTEC ou le positionnement est réalisé avec un dispositif manuel permettant un déplacement continu, avec une précision de 0.1 mm. L'incertitude sur la profondeur est alors calculée en tenant compte du rendement en profondeur qui intervient dans l'équation IV.1. Ce rendement en profondeur a été déterminé expérimentalement en utilisant une chambre plate de type ROOS, dont le point effectif pris sur la surface interne de la fenêtre d'entrée. Les résultats sont représentés par la figure IV.13.

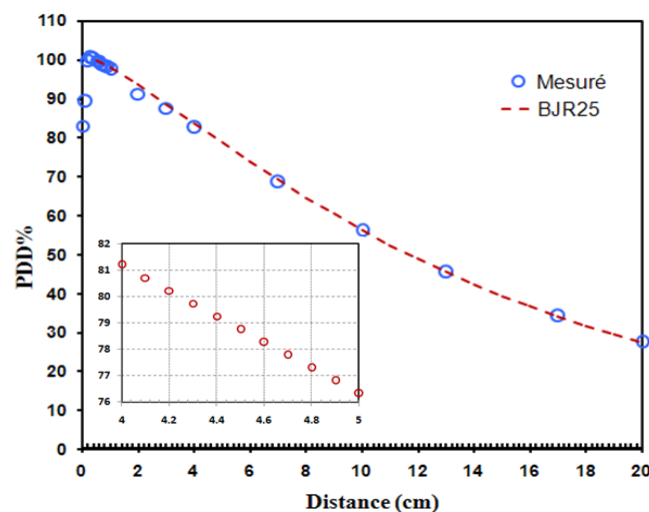


Figure IV.13. Mesure du rendement en profondeur pour le ^{60}Co

Cette figure montre qu'autour de la profondeur de référence $z=5 \text{ cm}$, la variation du rendement en profondeur est de l'ordre de 0.5 % par mm . En tenant compte de l'erreur commise sur la profondeur, qui est de l'ordre de 0.1 mm , l'incertitude sur la dose absorbée due à la profondeur est alors de :

$$u_B(z) = 0.05 \%$$

c.2. Rotation de la gaine d'étanchéité

Pour positionner une chambre d'ionisation cylindrique, on doit la placer de sorte que son axe soit perpendiculaire à l'axe du faisceau. Habituellement cette chambre possède une marque sur la tige de la chambre qui doit être orientée vers la source de rayonnement.

Si la chambre d'ionisation n'est pas étanche, la chambre est utilisée avec une gaine d'étanchéité, cette dernière doit être aussi positionnée de manière reproductible en orientant un repère fixe de la tige vers la source. L'influence de la rotation de la gaine sur la réponse de la chambre doit être inférieure à 0.1%.

Evaluation expérimentale

La présente étude consiste à évaluer l'influence de la rotation de la gaine d'étanchéité autour de son axe sur le calcul de la dose absorbée dans l'eau dans les conditions de références. A cet effet, nous avons effectué des séries de mesures dans lesquelles la gaine d'étanchéité est tournée à chaque fois à un angle de 45°. Les différentes lectures obtenues sont comparées à celle obtenue en position de référence (Marque orientée vers la source de Cobalt en position d'irradiation (0°)). L'écart $\Delta\%$ est calculé selon la formule suivante :

$$\Delta\% = \frac{L(\theta^\circ) - L(\theta=0^\circ)}{L(\theta=0^\circ)} \times 100 \quad (\text{IV.30.})$$

Tableau IV.13. Effet de rotation de la gaine d'étanchéité

Angle de rotation de la gaine	$L(\theta^\circ)$ (nC)	$\Delta\%$
0°	1.834	0.00
45°	1.834	0.00
90°	1.835	0.05
135°	1.833	-0.05
180°	1.834	0.00
Moyenne (nC)	1.834	
Ecart type relatif (%)	0.039	
Erreur standard (%)	0.02	

Comme nous voyons dans le tableau ci-dessus l'écart $\Delta\%$ n'a pas dépassé 0.1% . L'incertitude due à cette source d'erreurs pour les deux chambres, prise comme incertitude de type B, est :

$$u_B(\text{rot})=0.02 \%$$

c.3. Effet de gonflement de la fenêtre du fantôme

La précision dans le positionnement de la chambre d'ionisation au point de mesure est très requise en radiothérapie.

Un des facteurs qui peut influencer sur la position de la chambre d'ionisation est le type fantôme utilisé. Certains de ces fantômes sont destinés à des irradiations horizontales et ont des fenêtres de faibles épaisseurs. Et sachant que la profondeur de référence est fixée préalablement, le remplissage du fantôme va entraîner le gonflement de la paroi de cette fenêtre, ce qui va augmenter la profondeur à laquelle la chambre est positionnée. Ce phénomène va entraîner une sous-estimation de la dose absorbée parce qu'elle sera déterminée à une profondeur légèrement supérieure à la profondeur de référence.

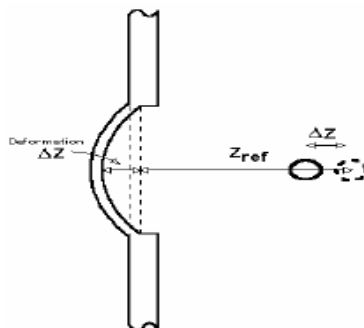


Figure IV.14. Gonflement de la fenêtre du fantôme

Evaluation expérimentale

Cette étude a été réalisée au laboratoire secondaire d'étalonnage pour la dosimétrie du CRNA d'Alger. Elle consiste à étudier l'effet du gonflement de la fenêtre du fantôme sur le calcul de la dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence $z_{ref} = 5\text{cm}$.

La méthode utilisée consiste à procéder au remplissage graduel du fantôme d'eau, avec des niveaux d'eau réguliers. Pour chaque niveau, on évalue le gonflement x de la fenêtre du fantôme, à l'aide d'un comparateur permettant de mesurer des déplacements de $1/100\text{ mm}$. Le fantôme à vide est pris comme référence, et pour plus de précision, les mesures sont effectuées en remplissant et en vidant le fantôme

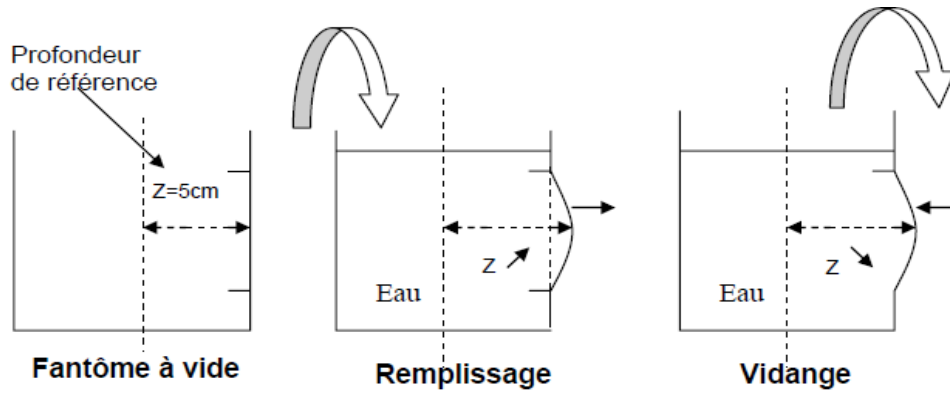


Figure IV.15. Etude de l'effet du gonflement de la fenêtre

Les résultats obtenus sont représentés dans le graphe suivant qui donne la valeur du gonflement de la fenêtre du fantôme AIEA en fonction de son remplissage.

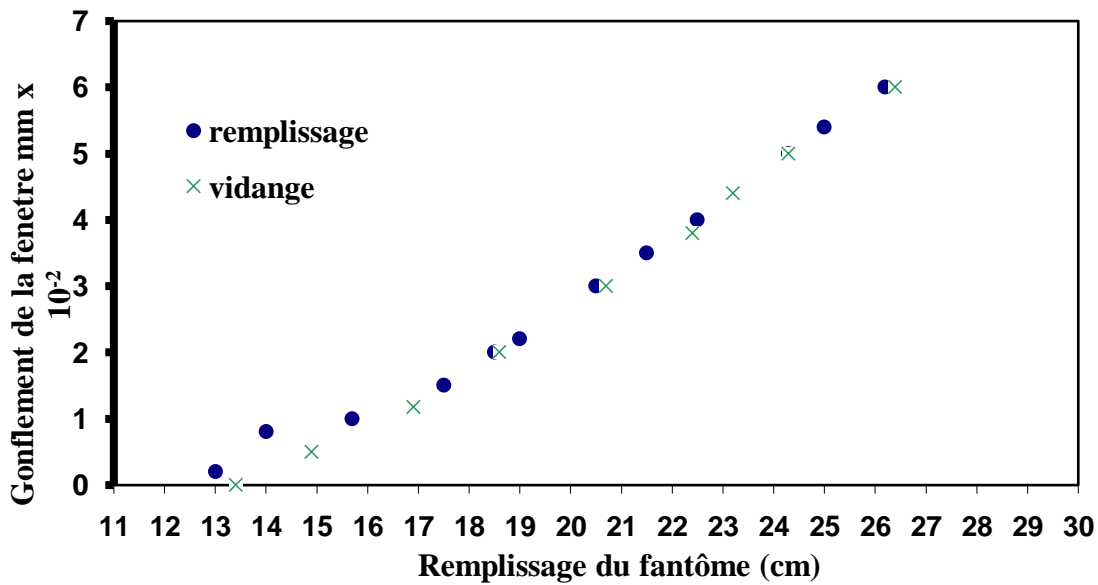


Figure IV.16. Etude du gonflement de la fenêtre

D'après cette étude, le gonflement maximum de la fenêtre du fantôme AIEA, d'épaisseur 2.4 mm est de 0.06 mm.

L'influence de ce gonflement sur la dose absorbée est évaluée en utilisant les rendements en profondeur et en considérant, comme nous l'avons vu avec la profondeur, une variation de 0.5%/mm. Ce qui donne une incertitude de :

$$u_B(\text{gonf}) = 0.03 \%$$

c.4. Positionnement de la chambre hors axe central du faisceau

Lors de la détermination de la dose absorbée de référence, le point de référence de la chambre d'ionisation doit être positionné sur l'axe central du faisceau. L'incertitude due au déplacement de ce point de référence est d'habitude négligeable et ne doit pas dépasser 0.1% [IAE08].

Dans cette partie du travail nous allons étudier la variation de dose lors d'un déplacement latérale de la chambre d'ionisation (Profil de dose dans l'eau).

Evaluation expérimentale

La méthode utilisée consiste à déterminer le profil du faisceau en faisant varier la position de la chambre d'ionisation horizontalement dans l'eau par rapport à l'axe du faisceau. Les profils sont déduits en exprimant les valeurs des doses en termes de pourcentage par rapport à la valeur maximale normalement située sur l'axe du faisceau

Nous avons commencé par vérifier les profils du faisceau pour différentes tailles du champ et pour les deux profondeurs recommandées par le TRS-398 [AIE00]. L'étude a été effectuée pour les tailles de champ : 7×7 , 10×10 , et 12×12 à des profondeurs $z=5\text{ cm}$ et $z=10\text{ cm}$ pour la $DSP=80\text{ cm}$.

Les figures IV.17a, b et c, illustrent les profils horizontaux du faisceau de ^{60}Co pour les trois tailles de champ et pour les deux profondeurs.

Notre but dans cette partie est d'évaluer l'incertitude sur la dose due au déplacement latéral de la chambre. A cet effet, nous avons tenu compte des dimensions de la chambre étalon (NE 2611, diamètre=7.4 mm) et de la chambre de routine (NE 2571, diamètre = 6.30 mm). L'incertitude est calculée en calculant la dose relative lorsqu'on déplace la chambre d'une distance égale au rayon de la cavité de part et d'autre de l'axe centrale. Les calculs sont effectués pour la taille du champ de référence, c'est-à-dire $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$.

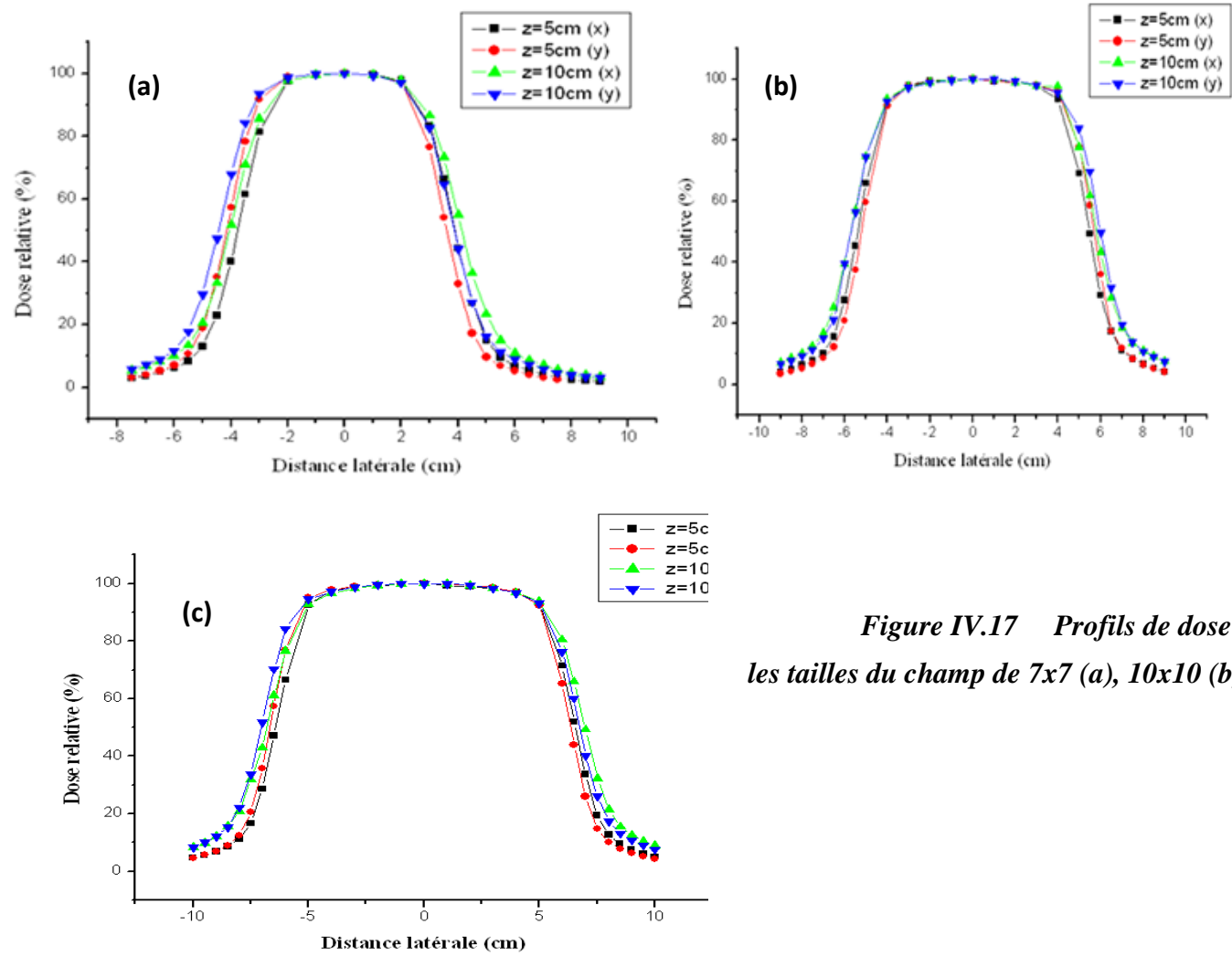


Figure IV.17 Profils de dose mesuré pour les tailles du champ de 7x7 (a), 10x10 (b) et 12x12 (c)

Pour une distribution rectangulaire, l'incertitude est calculée par :

$$u(\text{hors axe}) = \frac{D_r(x=r) \pm D_r(x=0)}{D_r(x=0)} \times \frac{100}{\sqrt{3}} \quad (\text{IV.31.})$$

Nous prenons comme incertitude la valeur maximale obtenue en prenant $+r$ et $-r$

Pour la chambre étalon NE 2561.

$$\left. \begin{array}{l} \text{Dose relative } (x=r) = D_r(0+0.37) \text{ cm} = 99.8 \% \\ \text{Dose relative } (x=-r) = D_r(0-0.37) \text{ cm} = 99.9 \% \end{array} \right\} u_{\text{hors axe}}^{\text{Etalon}} = 0.04\%$$

Pour la chambre de routine NE 2571.

$$\left. \begin{array}{l} \text{Dose relative } (x=r) = D_r(0+0.32) \text{ cm} = 0.999 \\ \text{Dose relative } (x=-r) = D_r(0-0.32) \text{ cm} = 0.998 \end{array} \right\} u_{\text{hors axe}}^{\text{Etalon}} = 0.03\%$$

Les résultats montrent que l'incertitude due à l'uniformité du faisceau est faible, ceci en raison des dimensions des deux chambres.

c.5. Positionnement de la chambre à la DSP de référence

La distance source-surface du fantôme ou source-détecteur est déterminée soit en utilisant la règle murale soit par le télémètre optique.

Dans le présent travail tous les résultats obtenus pour la détermination des paramètres physiques ou dosimétriques ont été réalisés en utilisant le télémètre optique. L'incertitude due à ce paramètre est de type B, elle concerne l'erreur visuelle commise lors du réglage de la distance à la DSP de référence. En fait, cette erreur est liée à l'épaisseur de la graduation du télémètre. Cette épaisseur a été estimée à $\delta d = 1 \text{ mm}$. Pour une distribution rectangulaire, l'incertitude relative sur la DSP en tenant compte de la loi de l'inverse carré, reportée à un niveau de confiance de 68%, est prise comme suit :

$$u_B(\text{DSP}) = \frac{2 \times \delta d}{\text{DSP}_{\text{réf}} \times \sqrt{3}} \quad (\text{IV.32.})$$

où, $\delta d = 1 \text{ mm}$ et $\text{DSP}_{\text{réf}} = 80 \text{ cm}$ (distance de référence). Nous trouvons une incertitude relative de type B égale à :

$$u_B(\text{DSP}) = \frac{2 \times 0.1}{\sqrt{3} \times 80} = 0.14\%$$

L'incertitude sur la distance source-fantôme est importante, on doit la tenir compte dans le bilan des incertitudes.

c.6. *Reproductibilité du positionnement du dispositif*

Dans cette étude nous allons nous intéresser à la reproductibilité du positionnement du système dosimétrique composé de la chambre d'ionisation, de la gaine d'étanchéité et du fantôme, sur le débit de dose. A cet effet, nous avons effectué plusieurs séries de mesures de dose absorbée de référence en repositionnant à chaque fois tout le dispositif expérimental.

Le tableau suivant illustre les résultats de cette étude. Chaque série est composée de 10 mesures successives.

Tableau IV.14. Positionnement du dispositif

N° de série	Lecture corrigée (nC)
1	1.864
2	1.865
3	1.863
4	1.864
5	1.863
6	1.864
7	1.863
8	1.864
9	1.863
10	1.864
11	1.863
12	1.864
13	1.863
14	1.864
15	1.863
16	1.864
Moyenne	1.864
Ecart type relatif	0.03%

Cette étude nous montre que l'écart entre les séries de mesures effectuées est très faible, et est d'ordre de 0.03%, l'incertitude sur ce paramètre est de type A, elle est estimée à :

$$u_A(\text{Repr. pos.}) = \frac{\sigma}{\sqrt{n}} = \frac{0.03}{\sqrt{16}} = 0.008\%$$

$$u_A(\text{Repr. pos.}) \cong 0.01\%$$

C.6) Récapitulatif

Le tableau suivant regroupe les différentes sources d'incertitude des Paramètres liés au positionnement de la chambre dans les conditions de référence. L'incertitude composée de chaque type est calculée comme somme quadratique des incertitudes élémentaires.

Tableau IV.1. Incertitude standard relative sur les paramètres liés au positionnement de la chambre

Source d'incertitudes	Type de chambre			
	NE 2561		NE 2571	
	Type A (%)	Type B (%)	Type A (%)	Type B (%)
1.1 Profondeur z		0.050		0.050
1.2 Rotation de la gaine d'étanchéité		0.020		0.020
1.3 Gonflement de la fenêtre du fantôme		0.030		0.030
1.4 Positionnement de la chambre hors axe		0.040		0.030
1.5 Positionnement à la distance de référence		0.144		0.144
1.6 Reproductibilité du positionnement du dispositif	0.008		0.008	
Incertitude Composée (68%)	0.008	0.154	0.008	0.152

Le tableau suivant regroupe toutes les incertitudes élémentaires calculées précédemment qui interviennent dans le calcul de l'incertitude relative sur les lectures des deux chambres d'ionisation (chambre étalon NE 2561 et chambre de routine NE 2571).

Tableau IV.15. Incertitudes élémentaires intervenant dans la lecture de la chambre d'ionisation

Source d'incertitudes	Type de chambre			
	2561		2571	
	Type A (%)	Type B (%)	Type A (%)	Type B (%)
1.1. Température	-	1.148	-	1.159
1.2. Pression	-	0.020	-	0.020
1. Incertitude relative sur k_{TP}	0.087		0.087	
2.1. Courant de fuite	-	-	-	-
2.2. Reproductibilité de mesure	0.005	-	0.005	-
2.3. Stabilité de système dosimétrique	-	0.150	-	0.160
2.4. Résolution de l'électromètre	-	0.012	-	0.005
2.5. Linéarité de la réponse de l'électromètre	-	0.087	-	0.087
2.6. Stabilité de la chambre d'ionisation (^{90}Sr)	-	0.100	-	0.180
2. Incertitude standard relative sur les paramètres liés au système dosimétriques	0.005	0.200	0.005	0.256
3.1. Taille du champ	-	0.115	-	0.115
3.2. Positionnement de la source	0.010	0.072	0.010	0.072
3. Incertitude standard relative sur les paramètres liés au champ d'irradiation	0.010	0.136	0.010	0.136
4.1. La profondeur z	-	0.050	-	0.050
4.2. Rotation de la gaine d'étanchéité	-	0.017	-	0.017
4.3. Effet de gonflement de la fenêtre du fantôme	-	0.030	-	0.030
4.4. Positionnement de la chambre hors axe central du faisceau	-	0.040	-	0.030
4.5. Positionnement du fantôme à la DSP	-	0.144	-	0.144
4.6. Reproductibilité du positionnement du dispositif.	0.008	-	0.008	-
4. Incertitude standard relative sur les paramètres liés au positionnement de la chambre	0.008	0.162	0.008	0.159
Combinaison quadratique	0.013	0.300	0.013	0.339
5 Incertitude relative Composée sur la lecture	0.305%		0.343%	

IV.2.2. Calcul de l'incertitude sur coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau de la chambre de routine.

Comme on a vu antérieurement, l'incertitude relative sur le coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau de la chambre de routine, est évaluée selon l'équation (IV.6.) suivante :

$$\frac{u^2(N_{D,w,Q_0}^{rou})}{(N_{D,w,Q_0}^{rou})^2} = \frac{u^2(M_{corr}^{rou})}{(M_{corr}^{rou})^2} + \frac{u^2(M_{corr}^{éta})}{(M_{corr}^{éta})^2} + \frac{u^2(N_{D,w,Q_0}^{éta})}{(N_{D,w,Q_0}^{éta})^2}$$

Le tableau IV.16. nous montre que :

$$\frac{u(M_{corr}^{rou})}{(M_{corr}^{rou})} = 0.30 \% \quad \text{et} \quad \frac{u(M_{corr}^{éta})}{(M_{corr}^{éta})} = 0.34\%$$

Sachant que la chambre cylindrique étalon de type Farmer NE 2561# 309 a été étalonnée au laboratoire de référence de l'AIEA dans un faisceau de ^{60}Co et que son coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau est égal à 102.9 (mGy/nC) avec une incertitude absolue de 0.5 mGy/nC donnée à un écart-type (68% de niveau de confiance), l'incertitude relative est donnée par :

$$\frac{u(N_{D,w,Q_0}^{éta})}{(N_{D,w,Q_0}^{éta})} = \frac{0.5}{102.9} \times 100 = 0.486 \%$$

Par conséquent, l'incertitude globale sur le facteur d'étalonnage de la chambre de routine est égale à :

$$\frac{u(N_{D,w,Q_0}^{rou})}{N_{D,w,Q_0}^{rou}} = \sqrt{0.486^2 + 0.300^2 + 0.339^2} = 0.67 \%$$

L'incertitude étendue pour un niveau de confiance de 95% ($k=2$) est alors égale à :

$$U_{N_{D,w,Q_0}^{rou}} = 1.34 \%$$

IV.2.3. Calcul de l'incertitude sur la dose absorbée de référence dans un faisceau de ^{60}Co

La dose absorbée de référence est donnée par l'équation IV.2. que nous reproduisons ici :

$$D_{w,Q_0}^{rou}(z_{réf}) = M_{corr}^{rou} \cdot N_{w,Q_0}^{rou}$$

En appliquant la même méthode, nous pouvons calculer l'incertitude sur la dose absorbée de référence par l'équation :

$$\frac{u(D_{w,Q_0}^{rou})}{(D_{w,Q_0}^{rou})} = \sqrt{\frac{u^2(N_{D,w,Q_0}^{rou})}{(N_{D,w,Q_0}^{rou})^2} + \frac{u^2(M_{corr}^{rou})}{(M_{corr}^{rou})^2}}$$

Ce qui donne :

$$\frac{u(D_{w,Q_0}^{rou})}{(D_{w,Q_0}^{rou})} = \sqrt{0.66^2 + 0.339^2} = 0.75 \%$$

L'incertitude étendue sur la dose absorbée de référence pour un niveau de confiance de 95% ($k=2$) est alors égale à :

$$U_{D_{w,Q_0}^{rou}} = 1.50 \%$$

IV.2.4. Calcul de l'incertitude sur la dose absorbée de référence dans un faisceau de photons de haute énergie

Pour un faisceau de photons de haute énergie, la dose absorbée de référence est donnée par l'équation suivante :

$$D_{w,Q} = M_{corr} \cdot N_{D,w} \cdot k_Q \quad (IV.33.)$$

L'incertitude sur cette dose de référence est calculée par :

$$\frac{u^2(D_{w,Q})}{(D_{w,Q})^2} = \frac{u^2(N_{D,w})}{(N_{D,w})^2} + \frac{u^2(M_{corr})}{(M_{corr})^2} + \frac{u^2(k_Q)}{(k_Q)^2} \quad (IV.34.)$$

Pour appliquer ce formalisme, nous avons utilisé des mesures qui ont été effectuées par l'équipe de LSED dans un accélérateur de type CLINAC 2100C pour la détermination de la dose absorbée de référence pour deux faisceaux de haute énergie : 6 MV et 18 MV.

La même méthodologie que celle du ^{60}Co a été suivie. La seule différence intervient au niveau des facteurs de polarité et de recombinaison ainsi que l'incertitude due à la résolution des unités moniteurs de l'accélérateur.

Concernant l'effet de polarité et de recombinaison est en général négligeables pour les faisceaux de photons de haute énergie. Il est alors recommandé de prendre leurs valeurs comme étant égales à 1 et de leur associer une incertitude évaluée à partir des valeurs obtenues pour ces facteurs. Dans notre travail, ces facteurs ont été déterminés en suivant les formalismes recommandés par le TRS 398 [IAE00]. Les résultats montrent que les incertitudes de ces facteurs sont égales à :

$k_{pol} = 0.01 \%$ et 0.02% pour le 6 MV et 18 MV respectivement.

$k_{\text{rec}} = 0.3\%$ et 0.52% pour le 6 MV et 18 MV respectivement.

Un autre paramètre intervenant dans la dosimétrie des faisceaux de haute énergie, concerne les unités moniteurs. La dose est toujours calculée en termes de $c\text{Gy}/\text{UM}$. L'incertitude sur ce paramètre se réduit à la résolution des unités affichées sur le pupitre de commande de l'accélérateur, estimée à 0.5 UM . Les mesures ont été effectuée pour 100 UM , ceci donne une incertitude de type B égale à :

$$u_B(\text{UM}) = \frac{0.5}{100 \cdot \sqrt{3}} = 0.29\%$$

Par ailleurs, la valeur de l'incertitude sur le k_Q est donnée par le TRS398 [IAE00] pour les faisceaux de photons et est égale à 0.9% .

$$u_B(k_Q) = 0.9\%$$

Par ailleurs, pour l'évaluation de l'incertitude liée au positionnement de la chambre dans l'eau (profondeur, gonflement de la fenêtre), nous avons déterminé les rendements en profondeur pour les deux faisceaux étudiés (6 MV et 18 MV). Ces rendements sont donnés dans la figure IV.18.

De cette figure on peut voir que la variation des rendements en profondeur autour de $z=5\text{ cm}$ est de : $0.44\%/mm$ pour le faisceau de 6 MV . Pour le faisceau de 18 MV , comme la profondeur de référence est de 10 cm , la variation autour de cette profondeur est de $0.29\%/mm$.

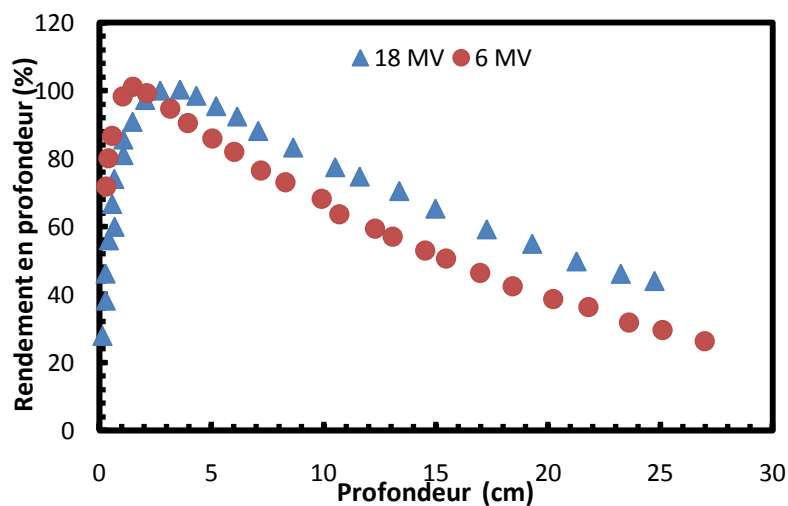


Figure IV.1. Rendements en profondeur des faisceaux RX de 6 MV

En tenant compte de l'erreur commise sur la profondeur qui est de l'ordre de 0.1 mm (voir c.1. page 67) et de l'erreur sur le gonflement de la fenêtre qui est de l'ordre de 0.06 mm (voir c.3. page 70), les incertitudes élémentaires pour ces deux paramètres et pour les faisceaux de 6 MV et 18 MV sont :

$$u_B^{6MV}(z) = 0.044 \% \quad u_B^{18MV}(z) = 0.029 \%$$

$$u_B^{6MV}(\text{gonf}) = 0.026 \% \quad u_B^{18MV}(\text{gonf}) = 0.017 \%$$

Le tableau IV.17. regroupe l'ensemble des incertitudes élémentaires intervenant dans le calcul de l'incertitude globale sur la dose absorbée de référence pour les faisceaux de 6 MV et 18 MV.

En utilisant les équations IV.33 et IV.34, et en tenant compte de l'incertitude sur le coefficient d'étalonnage déterminé au cobalt, qui est de 0.66 %, l'incertitude globale sur la dose absorbée de référence, pour les faisceaux de 6 MV et 18 MV sont respectivement de :

Pour 6 MV :

$$\frac{u(D_{w,6MV})}{D_{w,6MV}} = \sqrt{0.667^2 + 0.538^2 + 0.9^2} = 1.24 \%$$

L'incertitude étendue pour un niveau de confiance de 95% ($k=2$) est alors égale à :

$$U_{D_{w,6MV}} = 2.5 \%$$

Pour 18 MV :

$$\frac{u(D_{w,18MV})}{D_{w,18MV}} = \sqrt{0.667^2 + 0.690^2 + 0.9^2} = 1.32 \%$$

L'incertitude étendue pour un niveau de confiance de 95% ($k=2$) est alors égale à :

$$U_{D_{w,18MV}} = 2.6 \%$$

Tableau IV.16. Incertitudes élémentaires intervenant dans la lecture de la chambre d'ionisation pour les faisceaux de photons de haute énergie.

Source d'incertitudes	Faisceau			
	6 MV		18 MV	
	Type A (%)	Type B (%)	Type A (%)	Type B (%)
1.1. Température	-	1.186	-	1.186
1.2. Pression	-	0.020	-	0.020
1.3. Incertitude relative sur k_{TP}		0.087		0.087
2. Incertitude Composée de k_{pol}		0.011		0.018
3. Incertitude Composée de k_{rec}		0.289		0.520
4.1. Courant de fuite	-	-	-	-
4.2. Reproductibilité de mesure	0.100	-	0.100	-
4.3. Stabilité de système dosimétrique	-	0.160	-	0.160
4.4. Résolution de l'électromètre	-	0.005	-	0.005
4.5. Linéarité de la réponse de l'électromètre	-	0.087	-	0.087
4.6. Stabilité de la chambre d'ionisation (^{90}Sr)	-	0.180	-	0.180
4. Incertitude standard relative sur les paramètres liés au système dosimétriques	0.100	0.256	0.100	0.256
5.1. Taille du champ	-	0.120	-	0.120
5.2. Unités Moniteurs	-	0.289	-	0.289
5. Incertitude standard relative sur les paramètres liés au champ d'irradiation	-	0.313	-	0.313
4.1. La profondeur z	-	0.044	-	0.029
4.2. Rotation de la gaine d'étanchéité	-	0.017	-	0.017
4.3. Effet de gonflement de la fenêtre du fantôme	-	0.026	-	0.017
4.4. Positionnement de la chambre hors axe central du faisceau	-	0.030	-	0.030
4.5. Positionnement du fantôme à la DSP	-	0.144	-	0.144
4.6. Reproductibilité du positionnement du dispositif.	0.010	-	0.010	-
4. Incertitude standard relative sur les paramètres liés au positionnement de la chambre	0.010	0.157	0.010	0.159
Combinaison quadratique	0.100	0.528	0.100	0.683
5 Incertitude relative Composée sur la lecture	0.538%		0.690%	

Conclusion

Le présent travail, qui a été réalisé au niveau du Laboratoire Secondaire d'Etalonnage pour la Dosimétrie (LSED) du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), concerne l'évaluation des incertitudes élémentaires intervenant dans la chaîne de dosimétrie de référence. Elle a porté sur les paramètres physiques et métrologiques liés à l'unité d'irradiation (champ d'irradiation, positionnement de la source), ceux liés au système dosimétrique (stabilité, résolution et linéarité du système, reproductibilité des mesures dosimétriques, stabilité à long terme de la chambre d'ionisation et effet de la température) ainsi que les paramètres liés au positionnement du système expérimental (distance, profondeur, effet du profil et effet de la rotation de la gaine d'étanchéité).

Tous ces paramètres ont été quantifiés en termes de variation par rapport aux conditions de référence et leur influence sur la valeur de la dose absorbée de référence a été évaluée en termes d'incertitudes élémentaires.

Ces incertitudes sont classées, d'après notre étude, en quatre catégories :

L'incertitude sur les paramètres liés au système dosimétrique : qui regroupe le courant de fuite, la reproductibilité des mesures, la stabilité du système dosimétrique, la résolution de l'électromètre et sa résolution ainsi que la stabilité à long terme de la chambre d'ionisation. En tenant compte de toutes les incertitudes élémentaires de ces paramètres, l'incertitude relative liée au système dosimétrique a été évaluée à 0.2 %.

La seconde catégorie concerne les paramètres liés au champ d'irradiation qui est constituée essentiellement de deux composantes : la taille du champ et le positionnement de la source. L'étude a mis en évidence un bon positionnement de la source par rapport au télémètre, ce qui a donné une incertitude élémentaire de 0.07 %. L'erreur sur le réglage du champ d'irradiation a été estimée à partir de la pénombre à 2 mm, donnant une incertitude de 0.12 %. L'incertitude relative liée au champ d'irradiation a été évaluée à 0.14 %.

Dans la troisième catégorie interviennent les paramètres liés au positionnement de la chambre, tels que la profondeur, la rotation de la gaine d'étanchéité, l'effet du gonflement de la fenêtre du fantôme, l'effet du profil du faisceau ainsi que le positionnement du dispositif expérimental et sa reproductibilité. L'incertitude relative sur le positionnement de la chambre a été estimée à 0.15 %.

L'incertitude sur l'effet de la température et la pression a été traitée en tenant compte de toutes les composantes d'influence telles que la différence entre la température dans l'eau et celle de la cavité, la résolution du thermomètre et sa calibration. Comme T et P interviennent par l'intermédiaire d'un facteur k_{TP} , le modèle équation a été utilisé et l'incertitude a été évaluée à 0.1 %.

Concernant l'effet de polarité et de recombinaison, ils sont négligeables pour le cobalt 60. leurs incertitudes sont au maximum égaux à 0.02% et 0.52% pour les faisceaux de photons de haute énergie .

En tenant compte de toutes ces incertitudes élémentaires et faisant intervenir l'incertitude sur le facteur d'étalonnage de la chambre, déterminé au LSED et égal à 0.5 % (1 sd), l'incertitude globale sur la valeur de la dose absorbée de référence, donnée à un niveau de confiance de 95 %, a été estimée à 1.5 % pour les faisceaux de ^{60}Co et 2.5 % et 2.6 % pour les faisceaux de 6 MV et 18 MV respectivement.

Il est très difficile d'envisager une réduction de l'incertitude globale sur la dose absorbée de référence sans passer par la réduction de l'incertitude sur les paramètres que nous venons d'étudier. Cette réduction est possible si une attention particulière est portée sur l'ensemble de ces paramètres afin de réduire chaque contribution. Ce but pourrait être atteint si un programme d'assurance qualité systématique est implémenté au niveau du Laboratoire d'Etalonnage et au niveau des services de radiothérapie.

Beaucoup de travaux ont été publiés dans la littérature internationale sur le calcul d'incertitudes pour l'étalonnage des faisceaux utilisés en radiothérapie, malheureusement ces publications ne sont pas suffisamment documentées et ne donnent pas assez de détails sur l'origine des valeurs des incertitudes élémentaires utilisés.

Notre travail, qui présente de manière explicite toutes les incertitudes élémentaires intervenant dans la chaîne de dosimétrie, pourrait être utilisé comme modèle pour l'évaluation des incertitudes par les physiciens médicaux.

Principe de Bragg Gray

Au cours d'une irradiation d'un milieu de masse m avec un faisceau de particules chargés ayant une énergie moyenne W nécessaire pour créer une paire d'ion, un courant J va être créé, et la dose absorbée D dans ce milieu sera alors défini comme suit:

$$D = \frac{J \cdot W}{m} \quad (\text{A.1.})$$

En fait, W ne peut être connu et J mesuré facilement que dans des gaz. Pour déterminer la dose absorbée dans un milieu solide, il est cependant possible de se rattacher à une mesure dans un gaz, grâce au principe de Bragg Gray. Ce principe est très ancien puisqu'il a été évoqué pour la première fois par Bragg en 1910, puis repris par Gray en 1928 et 1936. Ce principe peut s'énoncer de la façon suivante:

Soit un milieu m_1 dans lequel se trouve une cavité d'air a principe de Bragg-Gray (figure A.1):

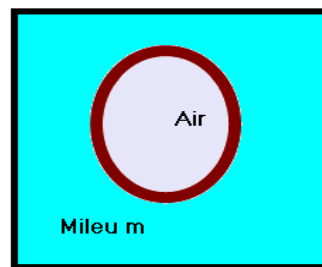


Figure A.1. Illustration de principe de Bragg-Gray

Si on suppose que l'atténuation du faisceau est négligeable dans la cavité et que la présence de la cavité ne perturbe pas le flux des particules secondaires (conditions de Bragg-Gray), alors la dose absorbée dans le milieu m_1 est liée à la dose absorbée dans la cavité par la relation suivante dite relation de Bragg-Gray:

$$D_m = D_a \cdot S_{m,a} \quad (\text{A.2.})$$

où :

$S_{m,a}$ est le rapport des pouvoirs d'arrêt massiques pour les électrons secondaires dans le milieu et dans l'air de la cavité.

La formule (A.2) va nous permettre de mesurer la dose absorbée dans le milieu m , à l'aide d'une cavité d'air (figure A.1). Les appareils permettant ce type de mesures sont appelés "chambres d'ionisation".

REFERENCES

- AAP87** AAPM, 1987, AAPM's TG 21. A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon and electron beams. Med. Phys. 10, 741-771.
- AAP94** AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE Task Group **39** "The calibration and use of plane-parallel ionization chambers for dosimetry of electron beams : An extension of 1983 protocol". Med. Phys., 21 (1994) 1251
- AIF88** AIFB (Associazione Italiana di Fisica Biomedica) 1988 Protocollo per la dosimetria di base nella radioterapia con fasci di fotoni ed elettroni con Emax fra 1 e 40 MeV Fis. Biomed. VI (2)
- ARI95** Arib M. Rapport des travaux effectués au Laboratoire Secondaire des Etalons en Dosimétrie (LSED), 1995
- CAS08** Pablo Castro, Feliciano Garcia-Vicente, Cristina Minguez, Study of the uncertainty in the determination of the absorbed dose to water during external beam radiotherapy calibration journal of applied clinical medical physics, volume 9, number 1, winter 2008.
- CFM87** 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 CFMRI Rapport 2 (Paris: Chiron).
- Dut66** Dutreix, J, and Dutreix, A, (1966) Etude comparée d'une série de chambres d'ionisation dans des faisceaux d'électrons de 20 et 10 MeV. Biophysik, 3, 249-258.
- Dut76** Dutreix, A, (1976). Problems of high-energy x-ray beam dosimetry. High energy photons and electrons, Ed. S. Kramer, N. Sunthara Lingam and G. F. Zininger, 203-214, John Wiley, New-York.
- GIL85** GILLIN, M.T. KLINE, R.W., NIROOMAND-RAD, A. and GRIMM, D.F. (1985) The effect of thickness of the waterproofing sheath on the calibration of photon and electron beams. Med phys., 12,2, 234-236.

- Han 85** Hanson, W.F. and TINOCO, J.A.D., (1985). Effects of plastic protective caps on the calibration of therapy beams in water. *Med.phys.* 12, 2, 243-248.
- HUQ04** M Saiful Huq, Pedro Andreo ,Advances in the determination of absorbed dose to water in clinical high-energy photon and electron beams using ionization chambers, physics in medicine and biology, *Phys. Med. Biol.* **49** (2004) R49–R104.
- IAE97** INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, The Use of Plane-parallel Ionization Chambers in High-energy Electron and Photon Beams. An International Code of Practice for Dosimetry, Technical Reports Series No. **381**, IAEA, Vienna (1997)
- IAE00** 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 TRS N° 398, AIEA Vienna 2000
- IAE08** IAEA-TECDOC-, Measurement Uncertainty; A Practical Guide for Secondary Standards Dosimetry Laboratories IAEA, VIENNA,. May.2008
- ICR84** ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) 1984b Stopping powers for electrons and positrons ICRU Report 37 (Bethesda, MD: ICRU).
- ICR93** ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements. "Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam". ICRU Report 50, ICRU, Washington; 1993.
- ISO95** INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement, ISO, Geneva (1995)
- JOH78** JOHANSSON, K. A, MATTSON, L. O. , LINDBORG, L. and SVENSSON, H.(1978).Absorbed dose determination with ionization chambers in electron and photon beams with energies between 1 and 50 MeV.International symposium on National Standardization of Radiation Dosimetry. IAEA-SM 222/35, 243-270.

- Kle29** O. Klein and Y. Nishina, “Über die Streuung von Strahlung durch freie Elektronen nach der neuen relativistischen Quantendynamik von Dirac,” *Physik* 52, 853-868 (1929).
- McC05** McCaffrey J P, B Downton, H Shen, D Niven and M McEwen. Pre-irradiation effects on ionization chambers used in radiation therapy. *Phys. Med. Biol.* 50 (2005) N121–N133.
- NAC80** NACP (Nordic Association of Clinical Physics) 1980 Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV *Acta. Radiol. Oncol.* 19 55–79.
- NAC81** NACP (Nordic Association of Clinical Physics) 1981 Supplement to the recommendations of the Nordic Association of Clinical Physics: electron beams with mean energies at the phantom surface below 15 MeV *Acta. Radiol. Oncol.* 20 401–15.
- ZOE81** ZOETELIEFF, J., ENGLES, A.C., and BROERSE, J. J. (1981). Displacement correction for spherical ion chambers in phantoms irradiated with neutron and photon beams. *Biomedical Dosimetry: physical aspects, instrumentation, calibration*. IAEA, Vienna, SM-249/38, 125-138