



G. DOUYSET

Métrieologie de la dose pour la curiethérapie à haut débit de dose : de l'établissement de la référence nationale au transfert aux utilisateurs

Dose metrology for high dose rate brachytherapy: from the definition of the national standard towards transfer to users

Guilhem DOUYSET, Jean GOURIOU et Frank DELAUNAY

LNE-LNHB (Laboratoire National Henri Becquerel), CEA Saclay, 91191 Gif-sur-Yvette Cedex, France, guilhem.douyset@cea.fr.

Résumé

Le Laboratoire National Henri Becquerel (LNE-LNHB) a développé la référence dosimétrique nationale pour la curiethérapie à haut débit de dose. Ce document décrit de manière exhaustive toute la procédure depuis le mode de réalisation de cette référence jusqu'à son transfert aux utilisateurs. Une perspective sur les travaux futurs est également présentée.

MOTS CLÉS : MÉTROLOGIE DE LA DOSE, CURIETHÉRAPIE.

Abstract

The Laboratoire National Henri Becquerel (LNE-LNHB) has developed a national standard for high dose rate brachytherapy. This document describes the complete procedure from the definition of the national standard down to the transfer to users. A perspective for future work is also presented.

KEY WORDS: DOSE METROLOGY, BRACHYTHERAPY.

1. Introduction

Durant ces dernières années, la curiethérapie à haut débit de dose a connu en France un regain d'intérêt. Ce mode de traitement, alternatif à la radiothérapie externe,

consiste à introduire une source radioactive à l'intérieur même du corps du patient au plus près de la tumeur à traiter.

La source radioactive utilisée est miniaturisée et soudée à un câble d'acier (fig. 1 et 2). Ceci permet à un appareil, appelé « projecteur de source » de positionner celle-ci de manière automatique à l'endroit désiré. Plusieurs isotopes radioactifs peuvent être employés en curiethérapie. ^{192}Ir présente l'avantage d'offrir à la fois une activité massique très élevée, un débit de dose au contact important et une énergie d'émission suffisamment faible pour confiner la dose déposée à son voisinage.

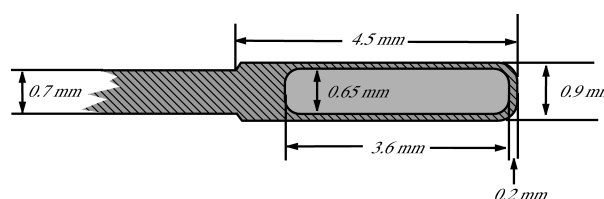


Fig. 1. – Coupe longitudinale de la source de curiethérapie à haut débit de dose Nuclétron microSelectron HDR V2 (activité initiale : 370 GBq).

1.1. Définitions

Il est essentiel pour le radiothérapeute de connaître avec précision la dose délivrée au patient. L'estimation de cette dose dépend de très nombreux paramètres. Les caractéristiques dosimétriques de la source radioactive employée sont les paramètres primordiaux. Le radiophysicien doit être en mesure, à la réception de chaque nouvelle source radioactive, de mesurer une quantité appelée le débit de kerma de référence dans l'air :

$$\dot{K}_R = \dot{K}(d) \times \left(\frac{d}{d_{\text{réf}}} \right)^2, \quad (1)$$

où $\dot{K}_R(d)$ symbolise le débit de kerma de référence dans l'air mesuré à la distance d , $d_{\text{réf}}$ représente la distance de référence (1 m). Ces quantités sont définies pour un volume infinitésimal d'air placé dans un milieu infini et vide. \dot{K}_R est en outre défini sur le plan médian perpendiculaire à l'axe longitudinal de la source.

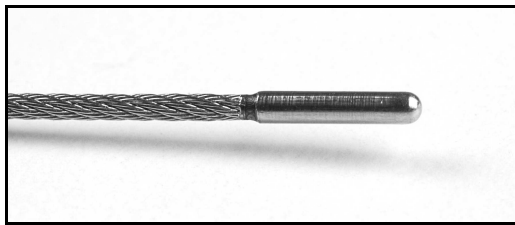


Fig. 2. – Source de curiethérapie à haut débit de dose Nucletron microSelectron HDR V2.

2. Définition de la référence dosimétrique nationale

2.1. Principe

La méthode employée pour déterminer le débit de kerma de référence dérive d'une approche développée aux Etats-Unis dans les années 90 par Goetsch et al. [1].

\dot{K}_R est déterminé à l'aide d'une chambre d'ionisation à cavité dont le coefficient d'étalonnage pour le spectre de ^{192}Ir est estimé par interpolation à partir de coefficients d'étalonnage obtenus dans des faisceaux de référence d'énergies encadrant celle de ^{192}Ir . L'énergie moyenne de l'émission photonique de ^{192}Ir étant de l'ordre de 400 keV, on choisira comme faisceaux de référence γ ceux du ^{137}Cs et du ^{60}Co et un faisceau de rayonnement X continu filtré (tension de 250 kV). La chambre d'ionisation est choisie de manière à présenter une réponse en énergie la plus plate possible.

Ainsi \dot{K}_R est déterminé de la manière suivante :

$$\dot{K}_R = N_K(\text{Ir}) \times I \times \prod_i k_i \times \left(\frac{d}{d_{\text{réf}}} \right)^2, \quad (2)$$

où $N_K(\text{Ir})$ symbolise le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation obtenu par interpolation, I représente le courant d'ionisation délivré par le détecteur, les termes k_i sont des facteurs de correction (explicités ci-après).

L'objectif en terme de niveau d'incertitude final pour la détermination des caractéristiques dosimétriques d'une source est de l'ordre de 1 % ($k = 2$).

Chacun des termes de l'équation (2) sera décrit dans les chapitres suivants.

2.2. Étalonnage de la chambre d'ionisation

La chambre d'ionisation employée est une chambre à cavité Nuclear Enterprise NE2571. Son coefficient d'étalonnage à l'énergie de ^{192}Ir est obtenu par étalonnage dans des faisceaux X (250 kV), ^{137}Cs et ^{60}Co . Le Laboratoire National Henri Becquerel (LNE-LNHB) dispose des faisceaux primaires pour les deux derniers types de rayonnement. L'étalonnage en rayons X est effectué par le BIPM. On veille pour ces différents étalonnages à disposer de faisceaux de référence présentant des débits de dose comparables à ceux obtenus avec des sources de ^{192}Ir (de l'ordre de 1,7 Gy/h à 150 mm). Les résultats de ces différents étalonnages sont reportés dans le tableau 1.

Tableau 1
Coefficients d'étalonnage de la chambre d'ionisation
NE2571 #3169.

Faisceau	Débit de kerma (Gy/h)	Energie moyenne ^(b) (keV)	N_K (10^7 Gy/C)	$u(N_K)/N_K$ (%)
X ^(a)	1,4	143,1	4,147	0,24
^{137}Cs	0,6	628,9	4,183	0,50
^{60}Co	1,1	1 168,2	4,172	0,50

^(a) tension : 250 kV, couche de demi-atténuation : 2,5 mm (Cu), air sec ;
^(b) pondérée par le kerma.

^{192}Ir est un émetteur β , cependant les électrons émis étant en majorité arrêtés par la gaine de la source, les sources de curiethérapie peuvent être considérées essentiellement comme des émetteurs de photons. Le spectre photonique est relativement complexe puisqu'il compte près d'une cinquantaine de raies. Ainsi, l'énergie moyenne, pondérée par le kerma (398,6 keV) a été obtenue par simulation Monte Carlo. Les 21 raies les plus intenses du spectre ont été prises en compte.

La chambre d'ionisation employée présente une très faible variation de son coefficient d'étalonnage en fonction de l'énergie (variation maximum de 0,9 %, voir tableau 1). Ceci confirme la validité de la méthode de détermination du coefficient d'étalonnage de la chambre par interpolation. Deux modes d'interpolation peuvent, en outre, être employés : à partir des coefficients obtenus avec les faisceaux X et ^{137}Cs ou X et ^{60}Co . Des coefficients de pondération doivent être pris en compte ils ne sont pas présentés ici, le lecteur pourra se référer au document [2].

Le tableau 2 présente les résultats de deux modes de détermination de $N_K(\text{Ir})$. L'accord entre les deux déterminations est remarquable (écart < 0,1 %). La valeur issue de l'interpolation X et ^{137}Cs , présentant la plus faible

incertitude, a été retenue. Il est intéressant de noter que l'incertitude $u(N_K(\text{Ir}))$ liée au premier terme de l'équation (2) représente une fraction significative de l'incertitude finale visée.

Tableau 2
Détermination de $N_K(\text{Ir})$ par interpolation.

	X et ^{137}Cs	X et ^{60}Co
$N_K(\text{Ir})$ (Gy/C)	$4,167 \cdot 10^7$	$4,164 \cdot 10^7$
$u(N_K(\text{Ir})) N_K(\text{Ir})$	0,5 %	0,7 %

2.3. Mesure du courant d'ionisation

Le kerma étant défini pour un volume infinitésimal d'air, on cherchera à disposer d'un détecteur le plus ponctuel possible. La chambre d'ionisation utilisée ici est cylindrique et le volume de sa cavité est de $0,6 \text{ cm}^3$ seulement. La distance source-détecteur typique étant d'environ 150 mm, le courant mesuré est très faible. La gamme de mesure s'étend de 1 pA à 10 pA environ.

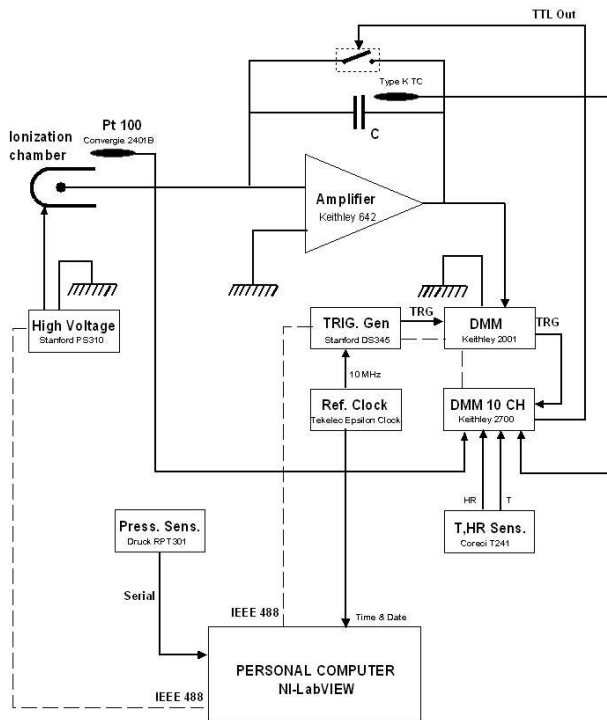


Fig. 3. – Synopsis de la chaîne de mesure de courant.

Le milieu de détection occupant la cavité est de l'air ambiant. Le signal délivré est donc proportionnel à la masse volumique de l'air atmosphérique entourant le détecteur. Le courant mesuré est donc normalisé à des conditions de référence : $T = 293,15 \text{ K}$, $p = 1013,25 \text{ hPa}$, $HR = 0 \%$. Simultanément à la mesure électrique, les paramètres atmosphériques (température, pression et humidité) sont mesurés afin d'effectuer la normalisation du courant. ^{192}Ir étant un isotope à décroissance relativement rapide ($T_{1/2} = 73,827 \text{ j}$, soit une diminution de l'activité proche de 1 % par jour). Les courants mesurés sont normalisés à une date de référence. Enfin, il est

nécessaire de soustraire au courant mesuré le signal lié au bruit de fond (électronique et ambiance radioactive). Avec ce type de chambre ce courant est de l'ordre du femto-ampère.

Afin de ne pas grever le bilan d'incertitude global, il est essentiel de mesurer ce courant corrigé avec une incertitude globale nettement inférieure à 1 %. Pour cela, on utilise une méthode de mesure de courant par intégration à l'aide d'un condensateur étalon (voir la description de la chaîne de mesure en figure 3). Pour garantir la traçabilité des mesures, tous les éléments constitutifs sont périodiquement étalonnés.

L'incertitude type globale pour une mesure de courant corrigée est estimée à 0,2 %.

2.4. Mesure de la distance source-détecteur

La détermination de \dot{K}_R implique une mesure de la distance source-détecteur d . Cette dernière est de l'ordre de 100 mm à 200 mm. Une estimation rapide du niveau d'incertitude lié à cette mesure montre que cette étape est critique : une erreur de $\pm 0,5 \text{ mm}$ seulement sur la mesure de d conduit à une erreur de $\pm 1 \%$ sur la détermination de \dot{K}_R . Ceci est très insuffisant au regard de l'incertitude visée. Cependant, plusieurs obstacles rendent cette mesure de distance délicate :

- la source est mobile dans un cathéter qui doit, par nature, être plus grand que la source ;
- le dispositif expérimental ne présente aucune surface rigide où un appareil de mesure mécanique pourrait être placé ;
- l'activité élevée de la source ne permet pas d'effectuer cette mesure manuellement ;
- au niveau d'incertitude requis, il n'y a pas de preuve que le centre effectif de la chambre d'ionisation soit situé exactement au niveau de son centre géométrique.

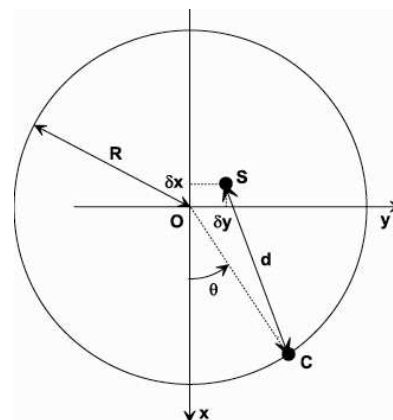


Fig. 4 – Principe de détermination de la distance source-détecteur ; S : centre de la source, C : centre effectif du détecteur, δx et δy traduisent le décentrement de la source par rapport au centre de la rotation.

Une méthode de mesure indirecte a donc été développée. Elle consiste à déplacer la chambre selon une rotation de rayon connu R autour de la source radioactive

(fig. 4). On montre alors simplement que la distance source-détecteur peut alors être déduite de la courbe $I = f(\theta)$.

En effet :

$$I(d, \theta) \propto \frac{1}{d^2} \quad (3)$$

$$d^2 = R^2 + \delta x^2 + \delta y^2 - 2R \times [\delta x \cos(\theta) + \delta y \sin(\theta)]$$

La chambre d'ionisation est placée sur un assemblage de deux platines motorisées de rotation et de translation (fig. 6). Cette configuration permet d'ajuster le rayon de la rotation dans la gamme 0 mm – 225 mm.

En pratique, la chambre d'ionisation est placée à 70 mm de la source afin d'accroître la sensibilité de la méthode. Les paramètres δx , δy sont déterminés par régression à partir des données expérimentales (fig. 5), la distance source-détecteur peut ainsi être déterminée pour n'importe quelle valeur de l'angle θ .

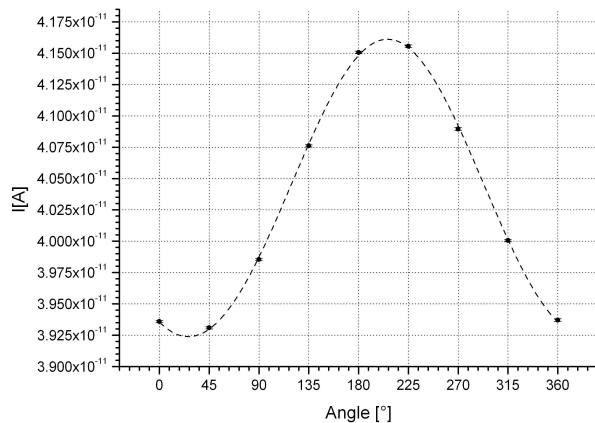


Fig. 5. – Courant mesuré en fonction de l'angle de rotation de la chambre d'ionisation ($R = 70$ mm).

Cette méthode présente le triple avantage d'assurer une mesure de distance sans contact, d'être très sensible et surtout de mesurer la distance entre le centre effectif de la radioactivité et le centre effectif de la chambre d'ionisation (et non entre les centres géométriques).

Tous les éléments mobiles ont été caractérisés et sont étalonnés périodiquement afin de garantir la traçabilité des mesures de distances. L'incertitude type globale estimée à $\pm 50 \mu\text{m}$ seulement, est suffisante au regard du bilan d'incertitude global (l'essentiel de cette incertitude est liée au tangage de la platine de translation lors de son déplacement).

Chaque mesure de référence lors de la réception d'une nouvelle source est systématiquement répétée deux fois après démontage/remontage complet. Les différentes déterminations sont généralement en accord à mieux que 0,2 %.

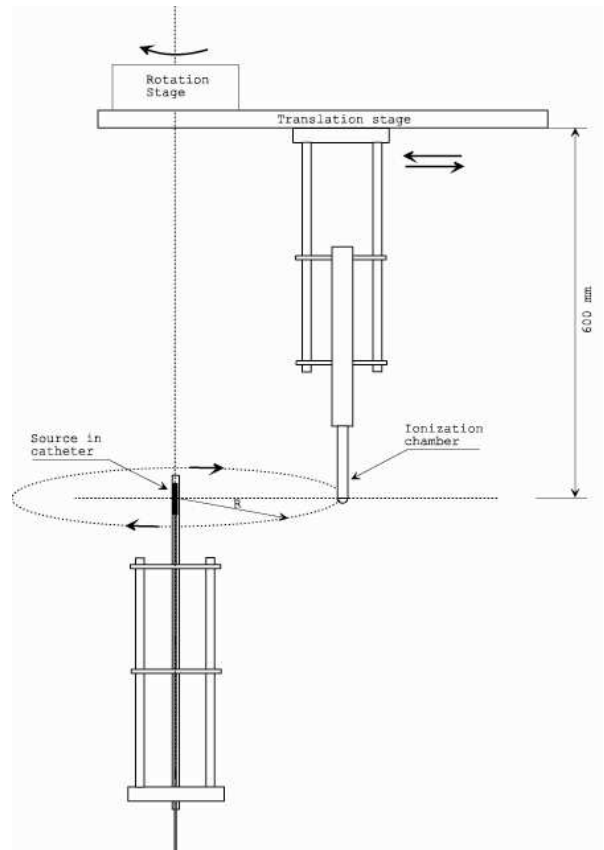


Fig. 6. – Dispositif expérimental (schéma de principe).

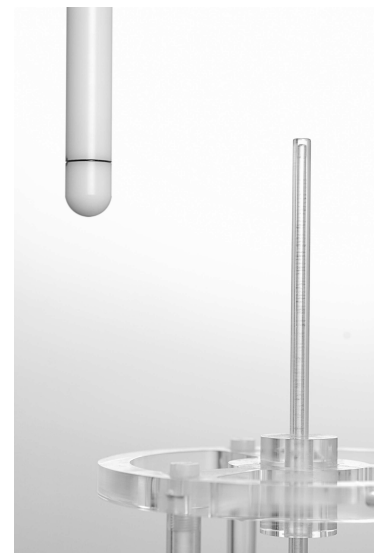


Fig. 7 – Dispositif expérimental ; gauche : chambre d'ionisation, droite : cathéter porte-source.

2.5. Détermination des facteurs correctifs

Plusieurs corrections doivent encore être apportées aux résultats des mesures.

La première correction concerne la prise en compte de l'atténuation du faisceau entre la source et le détecteur.

\dot{K}_R doit être déterminé dans le vide. Il est donc nécessaire de corriger les mesures pour prendre en compte :

- la présence d’air entre la source et le détecteur ;
- la présence d’un cathéter porte-source (tube cylindrique en polystyrène réticulé, $\varnothing_{\text{int}} = 2$ mm, $\varnothing_{\text{ext}} = 6$ mm, voir figure 7).

Ce terme correctif est obtenu par simulation Monte Carlo (fig. 8). Suite à la compétition entre les phénomènes d’absorption et de diffusion des photons, le facteur correctif global est relativement proche de 1. On l’estime à 1,003 8(13).

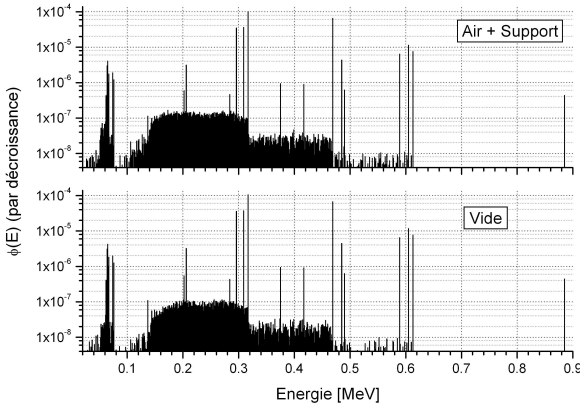


Fig. 8. – Détermination Monte Carlo des spectres d’émission des sources dans deux configurations (6 millions d’événements par raie initiale).

Le second terme correctif à prendre en compte est lié à la taille non nulle du détecteur. A la distance de mesure, celui-ci ne peut en effet pas être considéré comme ponctuel. De ce fait, la fluence photonique n’est pas uniforme sur les différentes parties de ce dernier. Il faut donc pondérer les mesures par un coefficient de non-uniformité. Ce terme est obtenu de manière théorique à partir de données issues des travaux de Kondo, Randolph et Bielajew [3, 4]. Cette correction est d’autant plus importante que le détecteur est grand, qu’il est éloigné de la forme sphérique et que la distance à la source est faible. Pour les distances employées ici, cette correction est élevée. Le facteur correctif varie de 1,010(3) à 1,003(1) entre 100 mm et 250 mm.

Enfin \dot{K}_R étant défini dans un milieu infini, il est nécessaire de soustraire du signal mesuré la contribution des photons diffusés. La méthode employée pour cela est la méthode des distances multiples. Le signal mesuré peut s’écrire :

$$I(d) = I_{\text{diff}} + \frac{\alpha}{d^2} \times \frac{1}{k_N(d) \times k_{\text{att}}(d)}, \quad (4)$$

où I_{diff} représente la part de courant liée aux photons diffusés, $k_N(d)$ et $k_{\text{att}}(d)$ représentent respectivement les corrections de non-uniformité et d’atténuation, α est une constante.

Théoriquement, à partir de deux mesures réalisées à des distances différentes, il est donc possible d’estimer

I_{diff} . En pratique 8 à 10 mesures à différentes distances sont réalisées. Une régression est appliquée à l’aide de l’équation ci-dessus et I_{diff} est déterminé (fig. 9). La régression est en excellent accord avec les résultats expérimentaux (écarts inférieurs à 0,03 %). Le résultat obtenu montre que cette correction est assez significative : près de 1 % du signal mesuré à 200 mm provient des photons diffusés.

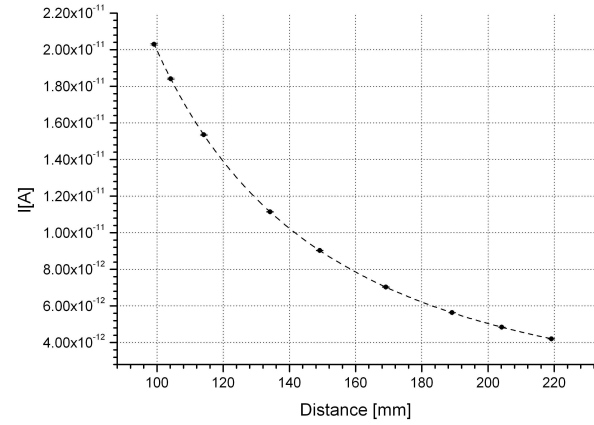


Fig. 9. – Mesures à distances variables pour la détermination de la correction de diffusion.

2.6. Résultats

Le laboratoire se procure annuellement des sources de curiethérapie, d’activité nominale 370 GBq. Ces sources sont étalonnées en termes de débit de kerma de référence dans l’air par la méthode présentée ci-dessus. Le niveau d’incertitude globale pour cette détermination est estimé à 1,2 % ($k = 2$). Ceci demeure compatible avec les besoins des utilisateurs.

Le laboratoire dispose également de plusieurs instruments de transfert (chambres d’ionisation puits, voir figure 10). Après chaque étalonnage de source, ces instruments sont ré-étalonnés. Le suivi régulier des coefficients d’étalonnage permet de garantir à tout moment que ceux-ci sont indépendants de la source radioactive considérée. On tolère, après un changement de source, une variation moyenne des coefficients d’étalonnages des instruments de transfert du laboratoire de 0,3 %. Si des écarts supérieurs sont mis en évidence, une procédure de vérification est enclenchée. Elle consiste, en premier lieu, à anticiper le ré-étalonnage périodique de la chambre d’ionisation cylindrique NE2571 dans les faisceaux ^{137}Cs et/ou ^{60}Co .

3. Transferts aux utilisateurs

3.1. Principe

Les chambres d’ionisation à puits constituent les instruments privilégiés pour réaliser le transfert aux utilisateurs. Ces détecteurs sont constitués d’un volume détecteur cylindrique de grande taille dans lequel la source radioactive est entièrement insérée.

Cette configuration permet de s'affranchir des délicates mesures de distance. En outre, la géométrie de détection, proche de 4π , permet d'obtenir un signal électrique important (typiquement 50 nA) dont la mesure précise est aisée.



Fig. 10. – Chambre d'ionisation à puits Standard Imaging HDR1000+ (projecteur de source en arrière plan).

3.2. Etapes de l'étalonnage

Les caractéristiques typiques des chambres d'ionisation à puits les plus communément employées sont présentées dans le tableau 3. Une de leurs particularités est la présence d'une position optimale de la source pour laquelle le courant délivré présente un maximum. Ces instruments sont toutefois conçus de façon à limiter dans une grande mesure ces variations. A titre indicatif, les projecteurs de curiethérapie garantissent une précision de positionnement des sources à ± 1 mm près. La première étape d'un étalonnage consiste donc à déterminer précisément ce point (fig. 11).

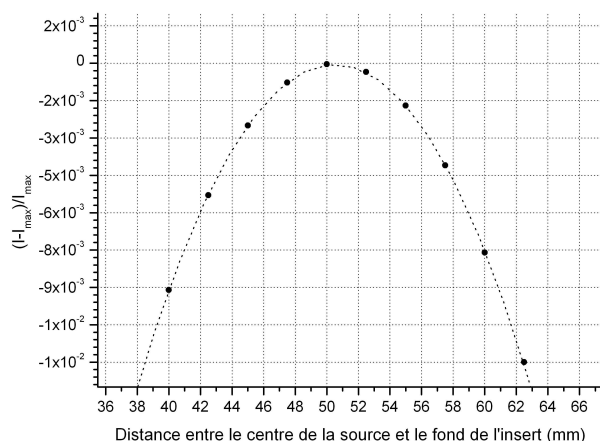


Fig. 11. – Détermination du point de mesure d'une chambre d'ionisation puits Nucletron 077.091.

Une source, dont le débit de kerma de référence est connu, est ensuite projetée à cette position préalablement

déterminée et le coefficient d'étalonnage du dosimètre (ensemble chambre d'ionisation, puits et électromètre) est déterminé. Il s'exprime en $\text{mGy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{UL}^{-1}$ pour une minute d'intégration. L'unité de lecture (UL) de l'électromètre est généralement le microcoulomb. Cette unité n'est pas mentionnée en tant que telle dans les certificats d'étalonnage puisque aucun étalonnage électrique de l'électromètre n'est réalisé. L'incertitude relative globale pour un étalonnage secondaire est de 1,3 % ($k = 2$).

Tableau 3
Caractéristiques principales des chambres d'ionisation à puits.

	Nucletron/PTW 077.0XX 33004	Standard Imaging HDR1000+
Volume nominal	200 cm ³	245 cm ³
Gaz	Air ambiant	Air ambiant
Pression	Atmosphérique	Atmosphérique
Polarisation	± 300 V	± 300 V
Variation de la réponse	0,2 %	0,2 %
Sensibilité ^(a)	0,12 nA/GBq	0,24 nA/GBq
Efficacité de collection	> 99,8 %	> 99,8 %
Courant de fuite	< 50 fA	< 50 fA

^(a) pour un déplacement de ± 5 mm autour du point de fonctionnement.

3.3. Influence de l'humidité ambiante

De la même manière que les chambres d'ionisation cylindriques, les chambres puits utilisent de l'air atmosphérique comme gaz de détection. Il est donc à nouveau nécessaire d'apporter une correction au signal mesuré pour compenser les variations de masse volumique. Le taux d'humidité ambiante influe de plusieurs façons sur le signal délivré par une chambre d'ionisation. Pour une fluence électronique dans la chambre donnée (ϕ), la charge collectée Q s'exprime de la façon suivante :

$$Q \propto \phi \times \left(\frac{S_{\text{coll}}}{\rho} \right)_{\text{gaz}} \times \frac{1}{\bar{W}_{\text{gaz}}} \times \rho_{\text{gaz}}, \quad (5)$$

où $\left(\frac{S_{\text{coll}}}{\rho} \right)_{\text{gaz}}$ représente le pouvoir d'arrêt linéique ;

\bar{W}_{gaz} symbolise l'énergie moyenne dépensée pour créer une paire d'ions ;

ρ_{gaz} désigne la masse volumique du gaz.

Ces termes dépendent de la nature du gaz considéré et donc de la composition de l'air ambiant. Cette dernière est supposée constante au cours du temps à l'exception notable de la teneur en vapeur d'eau qui peut varier significativement au cours de l'année. A titre indicatif, à Saclay, la quantité absolue de vapeur d'eau contenue dans l'air ambiant extérieur varie typiquement de 4 g/kg à 12 g/kg (fig. 12).

La variation de la teneur en vapeur d'eau dans un local est en grande partie liée au système de conditionnement d'air. En l'absence de régulation active, les variations

d'humidité à l'intérieur sont très similaires à celles relevées à l'extérieur.

Jusqu'à présent il était admis que, suite à une compensation partielle entre les différentes composantes de l'équation (5), les variations d'humidité ne devaient avoir qu'une influence limitée sur le courant délivré. On admettait, par extension de résultats de travaux anciens [6, 7], que le facteur correctif permettant de rapporter les mesures à de l'air sec était égal à $k_H = 0,9972(3)$ dans la gamme 15 % HR – 75 % HR (22 °C) [8].

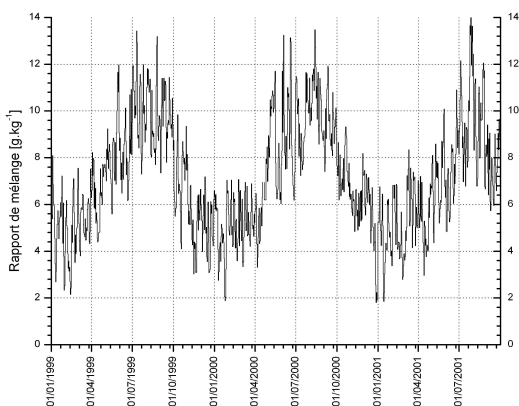


Fig. 12. – Variation annuelle du contenu en humidité de l'air ambiant (Saclay, 1999-2001).

La relative faiblesse de l'incertitude associée à ce facteur correctif et des variations inexpliquées et saisonnières des coefficients d'étalonnage des chambres à puits ont motivé une nouvelle étude de ce phénomène. Pour cela, le détecteur a été placé dans une enceinte climatique permettant de simuler les variations annuelles de l'humidité [5]. Une source radioactive a été projetée dans la chambre pour différentes valeurs de l'humidité et une courbe de variation du courant a été déduite (fig. 13).

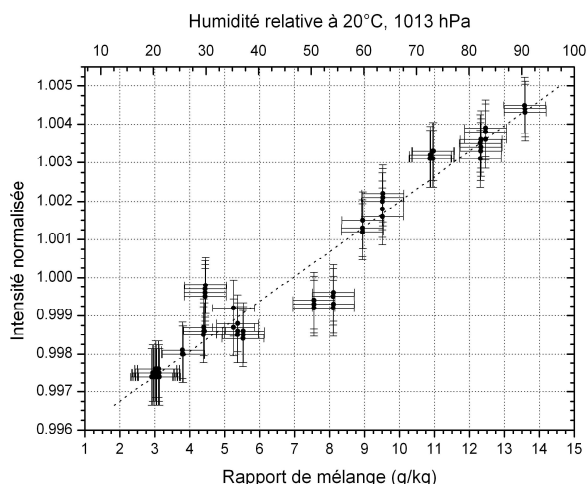


Fig. 13. – Variation du courant délivré par une chambre d'ionisation puits en fonction du taux d'humidité ambiante.

Une variation beaucoup plus importante que prévue a été mise en évidence. A ce jour, ce comportement n'est pas totalement compris. On ne peut pas exclure que cette

tendance soit, au moins en partie, liée à une modification du volume de détection. En effet, la chambre comprend de nombreux isolants en matière plastique dont les dimensions peuvent varier sous l'influence de l'humidité. La prudence recommande de limiter au maximum les variations d'humidité dans les locaux où ce type de détecteur est employé. Pour cela, on doit disposer d'un système de climatisation performant. Au LNE-LNHB, l'humidité est contrôlée en toutes saisons. L'enregistrement permanent des paramètres climatiques des salles de mesures montre qu'un rapport de mélange de 7 ± 1 g/kg est maintenu toute l'année. Ceci permet de limiter fortement les variations de courant induites. Il est également nécessaire de veiller à respecter des temps de mise en équilibre suffisants après stockage ou transport d'un détecteur dans un environnement non contrôlé. On veille, en outre, à avertir les utilisateurs de ces instruments de la présence de cet effet.

A ce jour, on ne peut pas exclure que le même type de phénomène puisse être observé avec d'autres modèles de chambre d'ionisation. Au vu de ces résultats, il est opportun, en attendant une éventuelle confirmation, d'adopter une attitude conservatrice vis-à-vis de l'incertitude associée au terme k_H .

3.4. Influence du design de la source radioactive

Un dernier effet est à prendre en compte pour le transfert de la référence dosimétrique vers les utilisateurs : il est lié au design de la source radioactive. Actuellement, en France quatre modèles de sources radioactives de curiethérapie sont distribués. Ces sources diffèrent par l'épaisseur de leur gainage (125 μ m à 250 μ m d'acier) et surtout par la longueur de leur partie active (1,8 mm à 3,6 mm). Deux niveaux d'activité sont également utilisés : 370 GBq (curiethérapie haut débit de dose) et 18,5 GBq (curiethérapie à débit pulsé). La référence dosimétrique nationale étant établie pour un type de source (fig. 1), la question de la validité de l'étalonnage pour les autres modèles de source peut se poser.

Le problème de la différence d'activité et de son éventuelle influence sur le fonctionnement des électromètres peut être réglé simplement. Le LNE-LNHB propose actuellement deux campagnes d'étalonnage annuelles. La première est réalisée en début d'année avec une source à haut débit d'activité nominale, la seconde a lieu en fin d'année lorsque l'activité résiduelle de la source n'est plus que de quelques dizaines de gigabecquerels. Les étalonnages sont donc toujours menés avec des sources d'activités comparables à celles des utilisateurs.

La différence de design entre les sources a une autre influence, plus indirecte. Elle est liée à l'anisotropie de l'émission γ des sources de curiethérapie. L'énergie des photons émis est relativement importante (de l'ordre de 400 keV), cependant l'iridium est le matériau le plus dense de la classification périodique ($\rho = 22,4$ g/cm³) et donc l'un des plus absorbants pour les photons γ . L'auto-atténuation des photons au sein de la source est donc

significative et ce phénomène dépend directement de la longueur de la source. La conséquence est que le débit de kerma dans l'air dépend de l'angle d'observation (par rapport à l'axe longitudinal de la source).

Lors de l'étalonnage d'une source à l'aide du dispositif décrit au §1, on effectue, conformément à la définition du kerma de référence, une mesure à 90° de l'axe longitudinal de la source. Dans la réalité, étant données les dimensions du détecteur, seuls les photons émis entre 85,5° et 94,5° sont pris en compte. Dans cette plage angulaire on peut considérer que les spectres émis pour tous les types de sources sont identiques.

En revanche, le transfert à l'utilisateur est effectué par l'intermédiaire de chambres d'ionisation à puits. Dans ces détecteurs les photons émis entre 20° et 160° sont pris en compte (fig. 14). Les différences d'anisotropie entre les sources ont donc cette fois une influence immédiate sur le courant délivré par ces détecteurs. Ainsi, pour une même valeur de kerma de référence mesurée à 90°, on peut obtenir des valeurs de courants différentes selon la géométrie de la source radioactive considérée. Ceci signifie que des coefficients d'étalonnage de chambres d'ionisation à puits obtenus à l'aide d'un type de source ne sont pas transférables *stricto sensu* à un autre type de source.

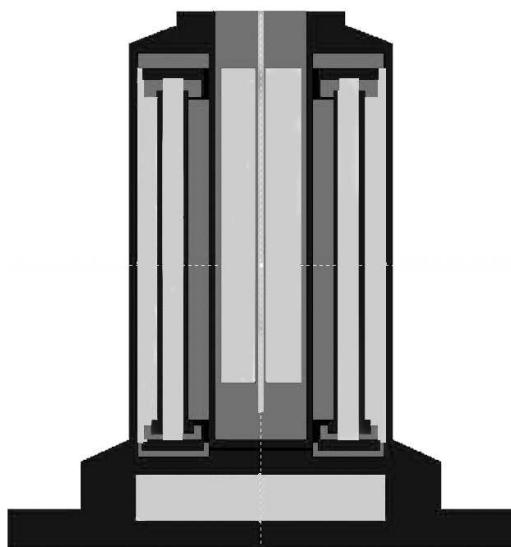


Fig. 14. – Coupe verticale d'une chambre puits Nuclétron 077.091 ; noir : aluminium, gris foncé : plastique, gris clair : air.

L'influence de l'anisotropie est heureusement modérée par la loi de « l'inverse-carré ». En effet, les angles extrêmes d'émission correspondent aussi aux plus grandes distances par rapport au volume détecteur (fig. 14).

Des travaux ont été entrepris afin d'estimer le degré d'équivalence entre les sources et de calculer éventuellement un terme correctif. Cette évaluation est réalisée par simulation Monte Carlo. Les résultats préliminaires montrent que le degré d'équivalence dépend du type de chambre à puits considéré et qu'il pourrait atteindre 0,5 %. Au regard du niveau d'incertitude affiché,

cette déviation est significative. L'impact au niveau clinique demeure cependant négligeable.

Des simulations complémentaires vont être menées prochainement afin de valider ces premiers résultats et d'établir, le cas échéant, une liste de coefficients correctifs et des incertitudes associées à destination des utilisateurs.

4. Conclusion et perspectives sur les nouvelles études

Le LNE-LNHB a travaillé durant trois années pour réaliser la référence dosimétrique nationale et assurer son transfert vers les utilisateurs. Plusieurs comparaisons internationales [2,9] ont été menées durant cette période, elles ont permis d'en confirmer la validité. Ainsi depuis 2004 le laboratoire propose le raccordement des centres hospitaliers français.

Récemment, afin de répondre au besoin des utilisateurs, le laboratoire a entrepris la réalisation d'un étalon dosimétrique national pour la curiethérapie des cancers de la prostate par implants permanents de ^{125}I et ^{103}Pd . Un instrument d'un type totalement inédit capable de réaliser ces mesures a été conçu : il est à ce jour en cours de fabrication. Il devrait permettre d'atteindre une précision inégalée pour la caractérisation dosimétrique de ces sources aux spécificités complexes : taille réduite ($\varnothing = 0,8 \text{ mm}$, $L = 4,5 \text{ mm}$), très faible activité (10 MBq – 30 MBq), forte anisotropie et faible énergie d'émission (22 keV – 30 keV).

Références

- [1] GOETSCH S.J. et al., "Calibration of ^{192}Ir high-dose-rate afterloading systems", *Med. Phys.*, **18**, 1991, 462-467.
- [2] DOUYSET G. et al., "Comparison of dosimetric standards of USA and France for HDR brachytherapy", *Phys. Med. Biol.*, **50**, 2005, 1961-1978.
- [3] BIELAJEW A.F., "Correction factors for thick-walled ionisation chambers in point-source photon beams", *Phys. Med. Biol.*, **35**, 1990, 517-538.
- [4] KONDO S. et RANDOLPH M.L., "Effect of finite size ionization chambers on measurements of small photon sources", *Rad. Res.*, **13**, 1960, 37-60.
- [5] POIRIER A., DOUYSET G., "Influence of ambient humidity on the current delivered by air-vented ionization chambers revisited", *Phys. Med. Biol.*, **51**, 2006, 4995-5006.
- [6] NIATEL M.T., « Etude expérimentale de l'influence de la vapeur d'eau sur l'ionisation produite dans l'air », *C. R. Acad. Sci. Paris*, **268**, 1969, 1650-1653.
- [7] "Average energy required to produce an ion pair", *Rapport ICRU*, **31**, 1979.
- [8] ATTIX F. H., "Introduction of Radiological Physics and Radiation Dosimetry", *New York Wiley*, 1986.
- [9] DOUYSET G., SANDER T. et al., "Comparison of France and UK dosimetric standards for HDR brachytherapy", *Comparaison EUROMET n°814*, à paraître.