

# Références nationales du LNE-LNHB pour la dosimétrie des particules bêta en radioprotection

## *National standards of LNE-LNHB for dosimetry of beta particles in radiation protection*

Claire LECANTE et Jean-Marc BORDY

CEA, LIST, Laboratoire national Henri Becquerel (LNE-LNHB), F-91191 Gif-sur-Yvette Cedex, France, claire.lecante@cea.fr.

### Résumé

La dosimétrie individuelle pour l'exposition aux particules bêta en radioprotection couvre essentiellement la dosimétrie de la peau, soit les équivalents de dose directionnel et individuel à 0,07 mm de profondeur pour les rayonnements faiblement pénétrants comme l'indiquent les publications de l'ICRU et de la norme ISO 6980. Cet article décrit la procédure utilisée pour établir la référence primaire nationale en termes de dose absorbée dans les tissus du LNE-LNHB.

**MOTS CLÉS** : DOSE ABSORBÉE, RAYONNEMENT BÊTA, RADIOPROTECTION, MÉTROLOGIE, RAYONNEMENTS IONISANTS.

### Abstract

*Individual dosimetry for exposure to beta particles in radiation protection deals essentially with the dosimetry of skin, i.e. the directional and individual dose equivalents at 0.07 mm depth for weakly penetrating radiation as indicated by the publications of ICRU and the ISO 6980. This article describes the procedure used to establish the primary standard in terms of absorbed dose to tissue of LNE-LNHB.*

**KEY WORDS**: ABSORBED DOSE, BETA RADIATION, RADIOPROTECTION, METROLOGY, IONIZING RADIATION.

### 1. Introduction

Le facteur de qualité pour les particules chargées,  $Q$ , reliant l'équivalent de dose,  $H$ , à la dose absorbée,  $D$ , ( $H = Q \cdot D$ ) est égal à 1 pour les transferts linéiques d'énergie non restreints dans l'eau inférieurs à  $10 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ , soit la limite supérieure pour les électrons.

C'est donc directement la mesure de la grandeur physique (dite primaire), dose absorbée (ou débit de dose absorbée) dans les tissus à 0,07 mm de profondeur  $D_t(0,07)$ , qui permet d'établir une référence en termes d'équivalent de dose à 0,07 mm de profondeur.

L'appareil de mesure primaire recommandé par la norme ISO 6980 [1] pour déterminer le débit de dose absorbée dans les tissus à 0,07 mm de profondeur dans des champs de rayonnement bêta est la chambre d'ionisation à extrapolation.

Cet article décrit la méthode utilisée pour déterminer le débit de dose absorbée dans les tissus, et l'installation du LNE-LNHB. Les résultats de la caractérisation métrologique du banc de mesure de référence sont présentés ainsi que les possibilités d'étalonnage disponibles pour les utilisateurs.

### 2. Détermination du débit de dose absorbée dans les tissus

#### 2.1. Définition du débit de dose absorbée

La dose absorbée,  $D$ , est égale à :

$$D = \frac{dE}{dm} \text{ [Gy]}$$

où  $dE$  est l'énergie moyenne communiquée à la matière par les rayonnements ionisants dans un élément de volume de masse  $dm$ .

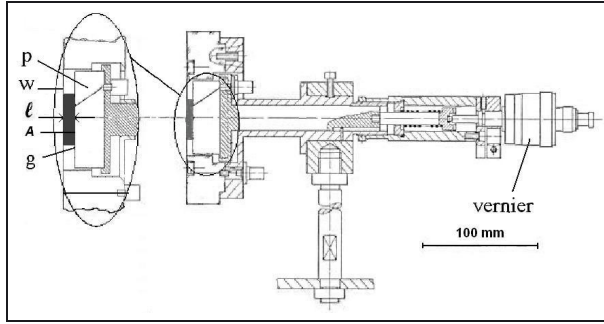


Fig. 1. – Schéma d'une chambre à extrapolation avec le détail du volume de collection (zone grisée) ; p : piston, w : fenêtre d'entrée,  $\ell$  : profondeur de chambre, A : aire de la surface de l'électrode de collection, g : anneau de garde.

Lorsque  $dE$  est exprimée en joule (J) et  $dm$  en kilogramme (kg), la dose absorbée est exprimée en gray (Gy) :

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}.$$

Le débit de dose absorbée,  $\dot{D}$ , exprimé en gray par seconde ( $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ ), est la variation de la dose absorbée par unité de temps :

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \left[ \text{Gy}\cdot\text{s}^{-1} \right].$$

Le débit de dose absorbée dans les tissus dû à des particules bêta est déterminé à l'aide d'une chambre d'ionisation spécifique : la chambre à extrapolation, appareil de mesure primaire [2].

## 2.2. La chambre d'ionisation à extrapolation

La chambre dite « à extrapolation » est une chambre d'ionisation à plaques parallèles et à volume de collection variable (fig. 1).

Une chambre d'ionisation est principalement constituée de deux électrodes délimitant une cavité remplie de gaz (de l'air en général) et soumises à une différence de potentiel. Sous l'action d'un rayonnement, les atomes de gaz dans la cavité sont ionisés et les particules créées (électrons et ions) sont collectées sur les électrodes (pour une polarisation directe, les électrons migrent vers l'anode et les ions positifs vers la cathode) en générant un courant directement proportionnel à l'énergie absorbée dans la cavité.

Le piston (p), mu par un vernier micrométrique (variant de 0 à 10,5 mm), permet de déplacer l'électrode de collection mobile vers la fenêtre d'entrée fixe (w). Cette fenêtre est composée d'une mince feuille de Mylar (PolyÉthylèneTerephthalate ou PET) graphitée de masse surfacique de l'ordre de  $0,7 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ . L'électrode de collection en Perspex® (PolyMéthylMéthAcrylate ou PMMA) graphitée est entourée par l'anneau de garde (g) qui permet de définir le volume dit de collection de surface  $a$  et de profondeur  $\ell$  (zone grisée de la fig. 1) [3].

## 2.3. Détermination du débit de dose absorbée dans les tissus à l'aide d'une chambre à extrapolation

La détermination du débit de dose absorbée dans les tissus ( $\dot{D}_t$ ) à l'aide d'une chambre à extrapolation est directement liée à la mesure du courant d'ionisation ( $I$ ) créé dans le volume de collection de la chambre par les particules bêta dans les conditions de Bragg-Gray (stipulant que la fluence et l'énergie des électrons demeurent inchangées en traversant la cavité).

$$\dot{D}_t = \frac{\overline{W}_0}{e} s_{t,a} \left[ \frac{\Delta I}{\Delta m_a} \right]_{\text{BGC}},$$

où  $\Delta I$  est la variation de  $I$  pour une masse d'air de  $\Delta m_a$ .

Les conditions de Bragg-Gray étant difficilement réalisables expérimentalement pour des électrons distribués suivant un spectre comprenant une large composante de particules bêta de faible énergie, des corrections sont appliquées et l'équation ci-dessus devient :

$$\dot{D}_t = \frac{\overline{W}_0}{e} s_{t,a} \frac{1}{\rho_{a_0}} \frac{1}{A} K' \left[ \frac{d(KI)}{d\ell} \right]_{\ell=0} \quad (1)$$

avec

$\frac{\overline{W}_0}{e}$  l'énergie moyenne nécessaire pour créer une paire d'ions dans l'air par charge électrique élémentaire ;

$s_{t,a}$  le rapport, entre le matériau équivalent au tissu et l'air, des valeurs moyennes de pouvoir de ralentissement par collision, calculées pour le spectre d'électrons ;

$\rho_{a_0}$  la masse volumique de l'air de la cavité dans les conditions de référence ;

A l'aire de la surface effective de l'électrode de collection ;

$K'$  les facteurs de correction indépendants de la taille de la cavité (détaillés dans l'Annexe) ;

$K$  les facteurs de correction dépendants de la taille de la cavité (détaillés dans l'Annexe) ;

$I$  le courant mesuré et corrigé du bruit de fond et des effets de polarité ;

$\left[ \frac{d(KI)}{d\ell} \right]_{\ell=0}$  la valeur limite de la pente de la droite qui représente le courant mesuré et corrigé en fonction de la profondeur de la cavité.

Divisée par l'aire  $A$ , cette valeur limite représente la valeur du courant d'ionisation par unité de volume obtenue pour une cavité virtuelle de profondeur nulle. On considère que les conditions de Bragg-Gray sont alors respectées pour tous les électrons, y compris ceux de faible énergie.

Pour cette détermination, il est recommandé de travailler à une profondeur de cavité comprise entre 0,5 mm et 2,5 mm pour limiter l'impact des facteurs de correction ( $K$ ) dépendants de la taille de la cavité. De même,

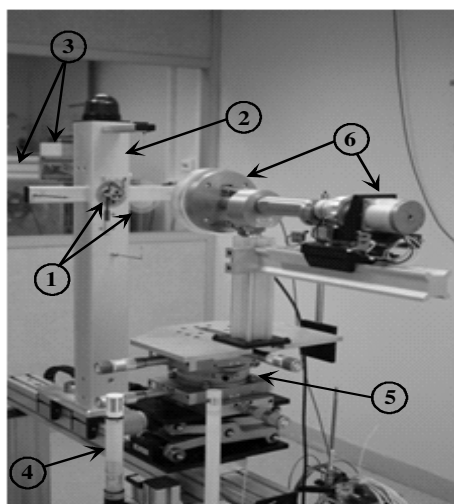


Fig. 2. – Banc de mesure du LNE-LNHB ; 1 : source et filtre ; 2 : support de source ; 3 : sonde de pression et unité de commande et de contrôle ; 4 : sonde de température et d'humidité ; 5 : montage rotatif ; 6 : chambre à extrapolation avec déplacement motorisé de l'électrode de collection.

une tension de polarisation de  $10 \text{ V}\cdot\text{mm}^{-1}$  est préconisée pour, d'une part, minimiser la recombinaison des ions dans le volume de collection, d'autre part, éviter une déformation trop importante de la fenêtre de la chambre par attraction électrostatique.

### 3. Description de l'installation du LNE-LNHB

#### 3.1. Le dispositif d'irradiation

La mécanique du dispositif d'irradiation du LNE-LNHB utilise l'irradiateur BSS2 (*Beta Secondary Standard 2*) développé par le PTB (*Physikalisch-Technische Bundesanstalt*) en Allemagne.

Ce dispositif est composé d'un support de source monté sur un banc. Sur ce banc, des plots de positionnement permettent de placer le support de source à 4 distances fixes (11 cm, 20 cm, 30 cm et 50 cm). Ce dispositif a été amélioré en lui ajoutant un système de plateau rotatif de précision (Newport type M-UTR120) et des piges étalonnées dont la longueur correspond aux différentes distances d'étalonnage.

Des sondes étalonnées permettent de mesurer la pression, la température et l'humidité afin de corriger le courant des variations climatiques de l'air de la cavité par rapport aux conditions de référence fixées (fig. 2).

L'unité de commande et de contrôle du dispositif d'irradiation est chargée de collecter les informations du banc de mesure et des sondes climatiques, et de commander l'ouverture ou la fermeture du faisceau. Le LNE-LNHB a récemment développé sa propre unité de commande et de contrôle de l'irradiateur. Ce dispositif, programmable par LabVIEW™ via une interface USB, recueille les informations délivrées par le banc d'irradiation, gère le circuit de sécurité bloquant l'accès à la salle en cours d'irradiation et commande l'ouverture et

Tableau 1  
Sources de référence du LNE-LNHB.

| Radionucléide                                    | $^{90}\text{Sr}$ - $^{90}\text{Y}$                     | $^{85}\text{Kr}$                               | $^{147}\text{Pm}$                              |
|--|--|--|--|
| Activité nominale                                | 460 MBq<br>19/11/2001                                  | 3,7 GBq<br>29/10/2001                          | 3,7 GBq<br>23/10/2001                          |
| Période  | 28,80 ans  | 10,752 ans                                     | 2,623 4 ans                                    |
| Energie moyenne                                  | 0,927 MeV  | 0,251 MeV                                      | 0,062 MeV                                      |
| Energie maximale                                 | 2,280 MeV  | 0,687 MeV                                      | 0,224 MeV                                      |
| Distance de référence                            | 30 cm  | 30 cm  | 20 cm  |
| Matériau et épaisseur de la fenêtre de la source | Acier inoxydable<br>$79 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ | Titane<br>$22,5 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ | Titane<br>$2,22 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ |

la fermeture du faisceau par programmation ou en mode manuel.

#### 3.2. Les sources de référence

Le LNE-LNHB dispose de trois sources de référence répondant aux caractéristiques de champs de rayonnement bêta de référence décrit dans la norme ISO 6980 (tab. 1).

Pour obtenir un débit de dose uniforme sur une surface minimale de 15 cm de diamètre à la distance de référence, des écrans diffuseurs (filtres) en Mylar répondant aux caractéristiques recommandées par la norme ISO sont positionnés dans l'axe du faisceau à 10 cm de la source.

#### 3.3. La chambre à extrapolation

Le LNE-LNHB utilise une chambre à extrapolation PTW de type 23392 avec une fenêtre d'entrée de  $0,79 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$  de masse surfacique.

Le déplacement de l'électrode de collection s'effectue à l'aide d'un moteur pas-à-pas fixé sur le vernier micrométrique relié au piston (p) (fig. 1 et 2).

#### 3.4. La mesure du courant d'ionisation

La mesure du courant est réalisée à l'aide d'un condensateur C placé en contre-réaction sur un amplificateur à gain et impédance d'entrée élevés (fig. 3).

Le courant d'ionisation est mesuré pour différentes profondeurs de volume de collection en polarité positive et négative pour corriger des effets de polarité. Chaque mesure est également corrigée du mouvement propre.

Les conditions atmosphériques de référence sont :  $T = 293,15 \text{ K}$ ,  $p = 1013,25 \text{ hPa}$  et  $HR = 0 \%$  (air sec). Chaque mesure de courant est normalisée à ces conditions de référence grâce aux mesures simultanées des paramètres atmosphériques.

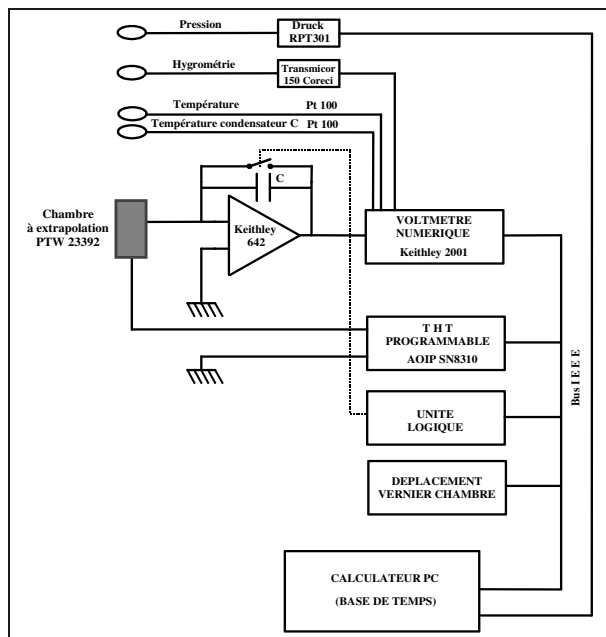


Fig. 3. – Synoptique de la chaîne de mesure.

## 4. Caractérisation métrologique de l'installation

### 4.1. Débit de dose absorbée

#### 4.1.1. Surface de l'électrode de collection

Selon l'équation (1), la mesure de la surface effective  $A$  de l'électrode de collection est nécessaire à la détermination du débit de dose absorbée.

Pour mesurer cette surface, le système d'électrodes de la chambre à extrapolation est assimilé à un condensateur de capacité  $C_e$  :

$$C_e = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{\ell}$$

avec

$\epsilon_0$  la constante diélectrique du vide égale à  $8,854\ 187\ 817\ \text{pF}\cdot\text{m}^{-1}$  ;

$\epsilon_r$  la constante diélectrique relative de l'air égale à  $1,000\ 589\ 86$  ;

$\ell$  la profondeur de la chambre (distance entre les électrodes).

La mesure de la capacité du condensateur en fonction de l'écartement des électrodes permet de tracer la droite  $1/C_e = f(\ell)$  et d'en déduire par régression linéaire la surface effective  $A$  de l'électrode de collection à partir de la pente  $\alpha$  de la droite :

$$\frac{1}{C_e} = \alpha \ell \quad \text{et} \quad A = \frac{1}{\epsilon_0 \epsilon_r \alpha}$$

#### 4.1.2. Pente de la droite $d(KI)/d\ell$

Les valeurs corrigées de courant  $KI$  obtenues pour différentes profondeurs de cavité sont utilisées pour

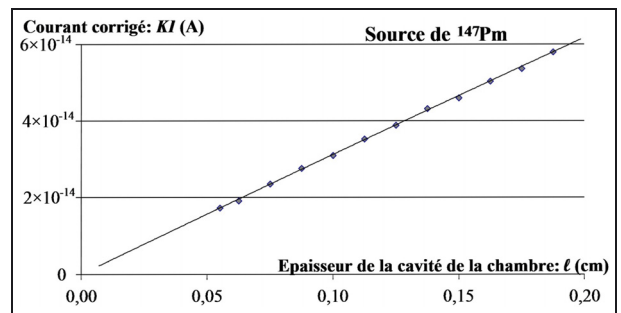


Fig. 4. – Extrapolation à épaisseur de cavité nulle de la droite  $d(KI)/d\ell$  pour la source de  $^{147}\text{Pm}$ .

Tableau 2

Références nationales pour la dosimétrie des particules  $\beta$  en termes de débit de dose absorbée dans les tissus à une profondeur de 0,07 mm et sous incidence normale.

| Radionucléide  | $\dot{D}_t(0,07;0^\circ)$ ( $\text{mGy}\cdot\text{h}^{-1}$ )<br>le 01/01/2004 0h00 GMT | Incertitude à<br>$k = 2$ (%) |
|--|--|------------------------------|
| $^{90}\text{Sr}$ - $^{90}\text{Y}$ à 11 cm sans filtre | 365,3  | 1,8                          |
| $^{90}\text{Sr}$ - $^{90}\text{Y}$ à 20 cm sans filtre | 114,6  | 2,2                          |
| $^{90}\text{Sr}$ - $^{90}\text{Y}$ à 30 cm sans filtre | 51,51  | 1,8                          |
| $^{90}\text{Sr}$ - $^{90}\text{Y}$ à 50 cm sans filtre | 17,94  | 1,9                          |
| $^{90}\text{Sr}$ - $^{90}\text{Y}$ à 30 cm avec filtre | 32,45  | 1,8                          |
| $^{85}\text{Kr}$ à 30 cm avec filtre                   | 141,2  | 2,0                          |
| $^{147}\text{Pm}$ à 20 cm avec filtre                  | 4,862  | 2,3                          |

déterminer la pente de la droite  $d(KI)/d\ell$  et une extrapolation de cette droite à épaisseur de cavité nulle ( $\ell = 0$ ) nous permet d'obtenir la valeur de débit de dose absorbée selon l'équation (1) (fig. 4).

#### 4.1.3. Valeurs de référence de débit de dose absorbée

Le tableau 2 résume les valeurs de débit de dose absorbée de référence obtenues pour les sources du LNE-LNHB à 0,07 mm de profondeur de tissu sous incidence normale.

Le bilan détaillé des incertitudes sur ces références ainsi que les différentes corrections appliquées ( $K$  et  $K'$ ) sont détaillés dans l'Annexe.

## 4.2. Réponse angulaire

La norme ISO 6980 fournit les valeurs des coefficients de conversion  $h_D(0,07; \text{source}; \Omega)$  de la dose absorbée  $D_t(0,07; \Omega)$  en équivalent de dose  $H_p(0,07; \Omega)$  en fonction de l'angle d'incidence  $\Omega$  du rayonnement. La figure 5 présente la comparaison de ces valeurs

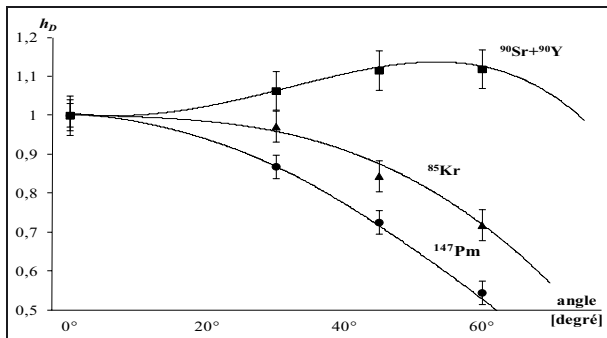


Fig. 5. – Comparaison des coefficients de conversion  $h_D$  en fonction de l'angle d'incidence entre les mesures LNE-LNHB (marqueurs) et la norme ISO 6980 (courbes).

avec les mesures effectuées par le LNE-LNHB pour les trois sources avec filtre, à la distance de référence sous une incidence de  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  et  $60^\circ$ . Cette comparaison montre le très bon accord entre les mesures du LNE-LNHB et la norme ISO 6980 compte tenu des incertitudes de mesure.

#### 4.3. Réponse en fonction de la profondeur de tissu

La fluence des particules bêta variant en fonction du milieu traversé, il est important de caractériser la transmission du rayonnement bêta en fonction de la profondeur du milieu.

W.G. Cross [4] a établi que, pour des particules bêta d'énergie relativement élevée, les distributions de dose dans différents milieux ne diffèrent que d'un facteur d'échelle. Ce facteur d'échelle  $\eta_{m,t}$  pour un milieu « m » composé de Mylar, de graphite ou de PMMA par rapport au tissu « t », est égal respectivement à 0,933, 0,875 et 0,963.

La chambre à extrapolation utilisée au LNE-LNHB a une fenêtre d'entrée composée d'une feuille de Mylar (masse volumique de  $1,395 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ ) de  $3,5 \mu\text{m}$  d'épaisseur et une masse surfacique globale de  $0,79 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$  après recouvrement de graphite (données du constructeur) soit en tenant compte des facteurs d'échelle, une masse surfacique globale de  $0,72 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$  en équivalent-tissu.

Pour mesurer la transmission du rayonnement bêta en fonction de la profondeur de tissu traversée, des feuilles de Mylar d'épaisseurs comprises entre  $3 \mu\text{m}$  et  $350 \mu\text{m}$  puis des disques de plexiglas (PMMA de masse volumique égale à  $1,19 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ ) de 1 mm à 8 mm sont ajoutés sur la fenêtre de la chambre à extrapolation pour simuler une augmentation progressive de la profondeur de tissu traversée par le rayonnement  $\beta$  de  $0,72 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$  d'équivalent-tissu (fenêtre nue) à plus de  $900 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-2}$ .

En tenant compte des facteurs d'échelle pour calculer les différents profondeurs d'équivalent-tissu traversées par le rayonnement bêta, le LNE-LNHB a déterminé, pour chacune des trois sources avec filtre et à la distance de référence, le facteur de transmission  $T_d$  représentant le rapport des courants d'ionisation corrigés obtenus à une

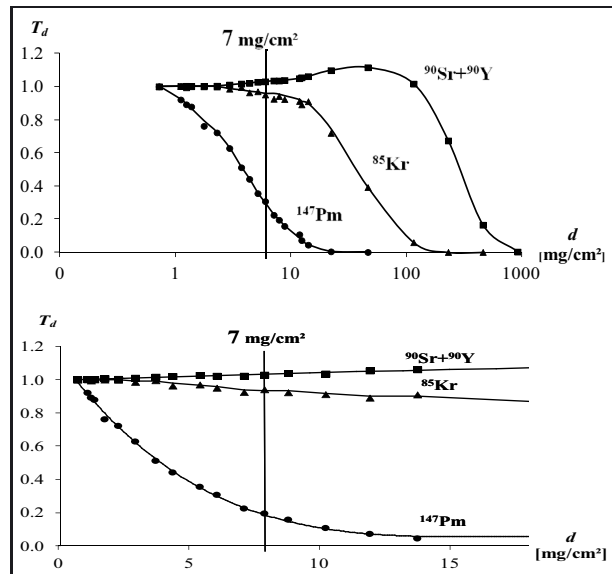


Fig. 6. – Facteur de transmission  $T_d$  en fonction de la profondeur de tissu  $d$  pour des profondeurs de tissu allant jusqu'à  $1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-2}$  (mesures LNE-LNHB).

profondeur de tissu  $d$  et à la profondeur  $d_0$  correspondant à la fenêtre nue de la chambre.

$$T_d = \frac{I_d}{I_{d_0}}$$

Les courbes obtenues par le LNE-LNHB (fig. 6) sont identiques à celles présentées dans la norme ISO 6980. On démontre ainsi que les sources utilisées sont bien conformes aux spécifications pour une utilisation en dosimétrie.

#### 4.4. Comparaison internationale

La validation du tableau de CMC (*Calibration and Measurement Capabilities*) et de la portée d'accréditation du COFRAC (comité français d'accréditation) d'un laboratoire national de métrologie dans le respect des procédures de l'assurance-qualité indispensable pour le transfert aux utilisateurs, nécessite des comparaisons entre différents laboratoires nationaux [5].

Entre 2004 et 2007, le LNE-LNHB a participé à une comparaison européenne (Euromet.RI(I)-S2) organisée entre huit laboratoires nationaux de métrologie [6] pour comparer les mesures de débit de dose absorbée dans les tissus. Pour cette comparaison, une chambre d'ionisation de transfert ainsi que son système de mesure ont circulé entre les différents laboratoires participants.

La figure 7 montre que les résultats du LNE-LNHB sont satisfaisants, aussi bien pour les valeurs obtenues que pour les incertitudes associées.

### 5. Étalonnage ou irradiation de dosimètres

L'installation du LNE-LNHB permet de réaliser les étalonnages dans le cadre de l'accréditation externe déléguée par le COFRAC selon la norme ISO 17025.



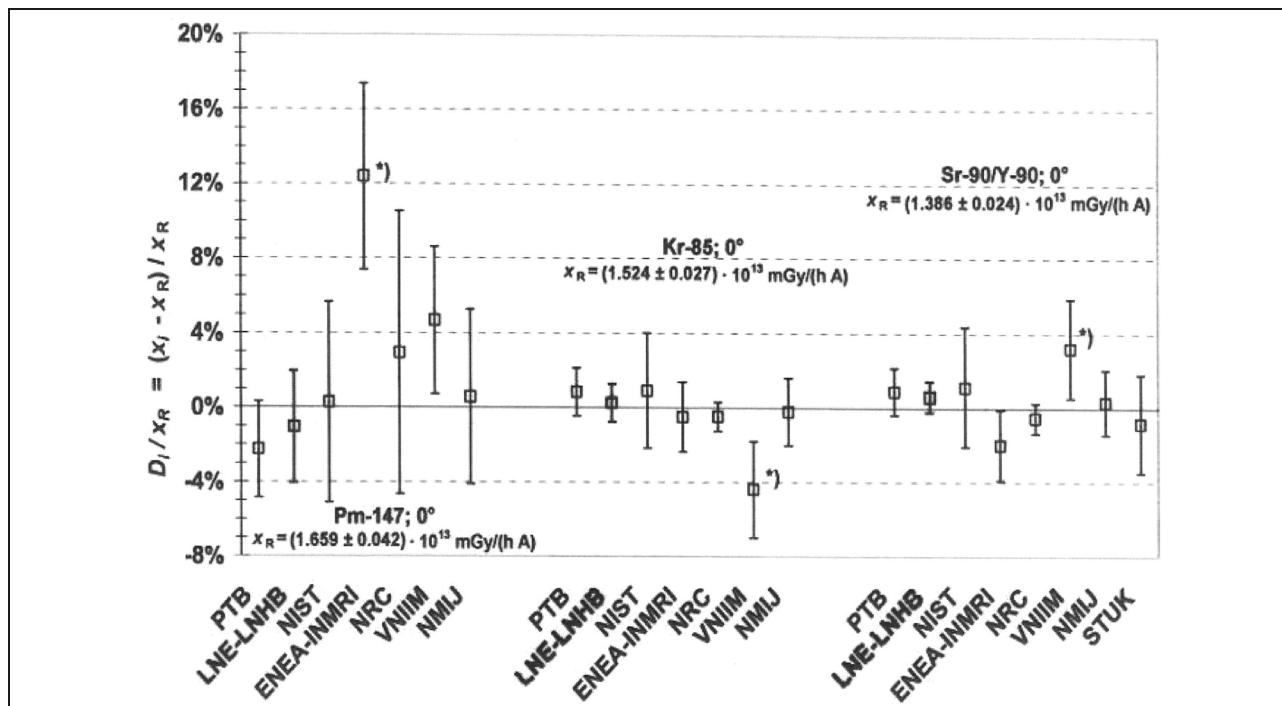


Fig. 7. – Comparaison EUROMET 2004-2007.



Fig. 8. – Dispositif d'étalonnage de dosimètre électronique individuel sur fantôme – plaque ISO à 30°.

Le LNE-LNHB dispose des trois fantômes en PMMA préconisés par la norme ISO 6980 pour l'étalonnage des dosimètres individuels :

- un fantôme-plaque de  $(30 \times 30 \times 15) \text{ cm}^3$  rempli d'eau pour les dosimètres poitrine (fig. 8) ;
- un fantôme-colonne de diamètre 73 mm rempli d'eau pour les dosimètres poignet (fig. 9) ;
- un fantôme-rondin de diamètre 19 mm pour les dosimètres doigt.

Pour les dosimètres à lecture directe, le LNE-LNHB fournit un certificat d'étalonnage précisant le coefficient



Fig. 9. – Dispositif d'irradiation de dosimètre poignet passif sur fantôme – colonne ISO.

d'étalonnage et son incertitude associée. Pour les dosimètres à lecture différée, le certificat donne la valeur intégrée de la grandeur dosimétrique avec son incertitude associée.

Les différentes grandeurs raccordable par le LNE-LNHB sont la dose (ou débit de dose) absorbée dans les tissus à une profondeur de 0,07 mm selon la direction  $\Omega$  soit  $D_t(0,07; \Omega)$ , l'équivalent de dose (ou débit d'équivalent de dose) directionnel  $H'(0,07; \Omega)$  pour les dosimètres de zone et l'équivalent de dose (ou débit d'équivalent de dose) individuel  $H_p(0,07; \Omega)$  pour les dosimètres individuels placés sur fantôme.

Tableau 3

Paramètres et corrections avec incertitudes associées ( $k = 1$ ) et exemples numériques pour la détermination du débit de dose absorbée et de son incertitude.

|   | $^{90}\text{Sr}-^{90}\text{Y}$  | $^{85}\text{Kr}$   | $^{147}\text{Pm}$  |
|---|---|--|--|
| $s_{\text{ta}}$   | 1,110 0<br>$u = 0,6 \%$   | 1,121 0<br>$u = 0,6 \%$  | 1,124 0<br>$u = 0,6 \%$  |
| $\overline{W}_0/e$<br>(en $\text{J}\cdot\text{C}^{-1}$ )<br>à $r = 65 \%$         | 33,830<br>$u = 0,068$   |  |  |
| $\rho_{\text{a}_0}$ (en $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ )<br>à $r = 65 \%$          | 1,197 40<br>$u = 0,000 5$   |  |  |
| $T_{1/2}$<br>(en année) [7]   | 28,80<br>$u = 0,07$   | 10,752<br>$u = 0,023$  | 2,623 4<br>$u = 0,000 4$   |
| $A$ (en $\text{m}^2$ )  | $7,220 0 \times 10^{-4}$<br>$u = 5 \times 10^{-7}$  |  |  |
| $k_{\text{sat}}$<br>( $\ell$ en m, $I$ en A,<br>$U$ en V, $A$ en $\text{m}^2$ )   | $[(1-5,05 \times 10^{13} \ell^3 I / U^2 A)(1-4,4\ell/U)(1-17,24 \times 10^{-5} T/U)]^{-1}$<br>$u = 0,002$ |  |  |
| $k_{\text{ad}}$<br>( $p$ en kPa, $T$ et<br>$T_0$ en K)                            | $[(p/100,726 - (T/T_0)^{17,97} r / 114,2) T_0 / T]^{-1}$<br>$u = 0,004 1$                                 |  |  |
| $k_{\text{abs}}$<br>( $X$ en $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$ )                      | $[f_3 + f_4 X + f_5 X^2]^{-1}$<br>$u = 0,003$   | $[f_3 + f_4 X + f_5 X^2]^{-1}$<br>$u = 0,006$                                | $[\exp(f_0 + f_1 X + f_2 X^3)]^{-1}$<br>$u = 0,006$                          |
| $k_{\text{el}}$ pour<br>$E < 100$<br>$\text{V}\cdot\text{mm}^{-1}$                | 1,000<br>$u = 0,001$  |  |  |
| $k_{\text{in}}$ pour<br>$\ell > 0,5 \text{ mm}$                                   | 1,000 0<br>$u = 0,000 1$  |  |  |
| $k_{\text{di}}$<br>( $\ell, y_0$ en mm)   | $1 + \ell/y_0$<br>$u = 0,001$   |  |  |
| $k_{\text{pe}}$<br>( $\ell$ en mm)  | 1-0,007 $\ell$ avec filtre<br>1-0,004 $\ell$ sans filtre  | $1-0,003 37 \ell + 0,001 5 \ell^2$   | $1+0,001 95 \ell$  |
|   | $u = 0,002$   |  |  |
| $k_{\text{ac}}$<br>( $X'$ en $\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$ )                      | 1,000 0<br>$u = 0,000 5$  | 1,000 0<br>$u = 0,000 5$   | $[\exp(f_0 + f_1 X' + f_2 X'^3)]^{-1}$<br>$u = 0,001$                        |
| $k_{\text{déc}}$  | $\exp[-(t_m - t_0) \ln(2)/T_{1/2}]$   |  |  |
|   | $u = 0,000 6$   | $u = 0,001 4$  | $u = 0,000 4$  |
| $k_{\text{ba}}$   | 1,010<br>$u = 0,003$  | 1,010<br>$u = 0,003$   | 1,000<br>$u = 0,004$   |
| $k_{\text{br}}$   | 1,000<br>$u = 0,002$  | 1,000<br>$u = 0,002$   | 0,998<br>$u = 0,002$   |
| $k_{\text{h}}$  | 1,004 1<br>$u = 0,001$  |  |  |
| $k_{\text{ra}}$   | 1,000<br>$u = 0,005$  |  |  |
| $\left[\frac{d(KI)}{d\ell}\right]_{\ell=0}$<br>(en $\text{A}\cdot\text{m}^{-1}$ ) | à 30 cm avec filtre<br>$2,046 1 \times 10^{-10}$<br>$u = 1,92 \times 10^{-13}$                            | à 30 cm avec filtre<br>$8,815 \times 10^{-10}$<br>$u = 3,75 \times 10^{-12}$ | à 20 cm avec filtre<br>$3,064 \times 10^{-11}$<br>$u = 2,06 \times 10^{-13}$ |
| $\dot{D}_i(0,07; 0^\circ)$<br>(en $\text{m Gy}\cdot\text{h}^{-1}$ )               | <b>32,45</b><br>$u = 0,29$  | <b>141,2</b><br>$u = 1,4$  | <b>4,862</b><br>$u = 0,056$  |

Les coefficients  $f_i$  sont issus de la norme ISO 6980 ;

$X$ , épaisseur d'équivalent tissu entre la source et le point de référence de la chambre ;

$X'$ , épaisseur d'équivalent tissu de la couche d'air moyenne dans le volume de collection de la chambre ;

$k_{\text{h}} = 1,004 1$  pour passer de  $r_0 = 65 \%$  à  $r_0 = 0 \%$ , de l'air humide à l'air sec si la valeur de  $\overline{W}_0/e$  correspond à l'air humide et  $k_{\text{h}} = 1$  si la valeur de  $\overline{W}_0/e$  correspond à l'air sec (soit  $\overline{W}_0/e = 33,97 \text{ J}\cdot\text{C}^{-1}$ ).

Tableau 4

Exemple de la détermination du débit de dose absorbée du <sup>147</sup>Pm à 20 cm avec filtre et incertitude associée ( $k = 1$ ).

| Quantité<br>$x_i$   | Valeur<br>$x_i$                          | Incertitude type<br>$u(x_i)$ | Coeff. de sensibilité<br>$c_i = \partial f / \partial x_i$ | Contribution à l'incertitude type<br>$u_i(y) =  c_i  \cdot u(x_i)$<br>à $k = 1$ |
|---|--|------------------------------|--|---|
| $s_{t,a}$   | 1,124 0                                  | 0,007                        | $4,33 \times 10^{-3}$                                      | $2,92 \times 10^{-5}$   |
| $\overline{W}_0/e$ (en $J \cdot C^{-1}$ )<br>à $r = 65 \%$      | 33,830                                   | 0,068                        | $1,44 \times 10^{-4}$                                      | $9,77 \times 10^{-6}$   |
| $A$ (en $m^2$ )   | $7,220 0 \times 10^{-4}$                 | $5,00 \times 10^{-7}$        | -6,73  | $3,37 \times 10^{-6}$   |
| $\rho_{aq}$ (en $kg \cdot m^{-3}$ )<br>à $r = 65 \%$            | 1,197 40                                 | 0,000 5                      | $-4,06 \times 10^{-3}$                                     | $2,03 \times 10^{-6}$   |
| $k_h$   | 1,004 1                                  | 0,001                        | $4,84 \times 10^{-3}$                                      | $4,84 \times 10^{-6}$   |
| $k_{br}$  | 0,998                                    | 0,002                        | $4,87 \times 10^{-3}$                                      | $9,74 \times 10^{-6}$   |
| $k_{ba}$  | 1,000                                    | 0,004                        | $4,86 \times 10^{-3}$                                      | $1,94 \times 10^{-5}$   |
| $k_{ra}$  | 1,000                                    | 0,005                        | $4,86 \times 10^{-3}$                                      | $2,43 \times 10^{-5}$   |
| $\left[ \frac{d(KI)}{dt} \right]_{t=0}$<br>( $A \cdot m^{-1}$ ) | $3,064 \times 10^{-11}$                  | $2,06 \times 10^{-13}$       | $1,59 \times 10^8$   | $3,27 \times 10^{-5}$   |
| $\dot{D}_t(0,07; 0^\circ)$<br>(en $Gy \cdot h^{-1}$ )           | <b><math>4,862 \times 10^{-3}</math></b> |                              |  | $u(\dot{D}_t) = 5,6 \times 10^{-5}$   |

## 6. Conclusion

Le LNE-LNHB dispose d'une installation personnalisée et conforme aux spécifications internationales de la norme ISO 6980 pour la dosimétrie des particules bêta tant pour l'établissement des références nationales que pour l'irradiation ou l'étalonnage des dosimètres des utilisateurs.

La réalisation d'une chambre d'ionisation de transfert destinée à faciliter des comparaisons entre laboratoires est actuellement à l'étude.

### Annexe

#### Facteurs de correction et bilan d'incertitude du débit de dose absorbée dans les tissus

Selon l'équation (1), les facteurs de correction utilisés pour la détermination du débit de dose absorbée dans les tissus se partagent en deux catégories : les facteurs de correction dépendants de la taille de la cavité ( $K$ ) et les facteurs de correction indépendants de la taille de la cavité ( $K'$ ). Ces facteurs sont détaillés dans le tableau 3 et les méthodes pour les déterminer sont décrites dans la norme ISO-6980.

##### A1. Facteurs dépendants de la taille de la cavité

$$K = k_{ad} \cdot k_{sat} \cdot k_{abs} \cdot k_{déc} \cdot k_{di} \cdot k_{pe} \cdot k_{ac} \cdot k_{el} \cdot k_{in} \text{ avec :}$$

$k_{ad}$ , correction des influences climatiques sur l'air de la cavité ;

$k_{sat}$ , correction des pertes dues à la recombinaison ;

$k_{abs}$ , correction de l'atténuation du rayonnement  $\beta$  dans l'air entre la source et la fenêtre d'entrée de la chambre ;

$k_{déc}$ , correction de la décroissance radioactive de la source entre la date de la mesure et la date de référence ;

$k_{di}$ , correction due à la divergence du champ dans le volume de collection ;

$k_{pe}$ , correction due au défaut de diffusion latérale lié à l'éloignement des parois de la chambre ;

$k_{ac}$ , correction due à l'atténuation du rayonnement  $\beta$  dans le volume de collection ;

$k_{el}$ , correction due à l'attraction électrostatique de la fenêtre de la chambre ;

$k_{in}$ , correction due au déséquilibre du flux d'électrons secondaires à l'interface de l'air du volume de collection et de la fenêtre d'entrée.

##### A2. Facteurs indépendants de la taille de la cavité

$$K' = k_{ba} \cdot k_{br} \cdot k_h \cdot k_{ra} \text{ avec :}$$

$k_{ba}$ , correction de la différence de rétrodiffusion entre le tissu et le matériau de l'électrode de collection ;

$k_{br}$ , correction du rayonnement de freinage émis par la source ;

$k_h$ , correction des effets de l'humidité sur l'ionisation dans l'air de la cavité ;

$k_{ra}$ , correction due à la non-uniformité radiale du champ dans le volume de collection.

Un exemple de la détermination du débit de dose absorbée avec le bilan d'incertitude associé est détaillé dans le tableau 4.



## Références

- [1] « Rayonnements bêta de référence », Norme ISO 6980, 2005.
- [2] “Dosimetry of External Beta Rays for Radiation Protection”, *Rapport ICRU*, **56**, 1997.
- [3] BOHM J., “The national primary standard of the PTB for realizing the unit of the absorbed dose rate to tissue for beta radiation”, *PTB Dos 13*, 1986.
- [4] CROSS W.G., “Variation of beta dose attenuation in different media”, *Phys. Med. Biol.*, **13**, 1968.
- [5] LECANTE C. *et al.*, “Comparison of extrapolation chamber measurements of the absorbed dose rate in beta radiation EUROMET.RI(I)-S2.B1”, *Metrologia*, **41**, Tech. Suppl., 2001, 06009.
- [6] BEHRENS R. *et al.*, “International comparison EUROMET.RI(I)-S2 of extrapolation chamber measurements of the absorbed dose rate in tissue for beta radiation (Euromet project N° 739): Final report”, *Metrologia*, **44**, Tech. Suppl., 2007, 06003.
- [7] BE M-M. *et al.*, « Table de Radionucléides », BIPM, 2004.

---

Article reçu le 7 mars 2012, version révisée reçue le 13 septembre 2012.