

Les références dosimétriques pour les rayons X de basses et moyennes énergies

The dosimetric standards for low and medium energy x-rays

Wassim KSOURI, Marc DENOZIÈRE, Nelly LECERF et Eric LEROY

LNE-LNHB (Laboratoire national Henri Becquerel), List, CEA, F-91191 Gif-sur-Yvette, France, marc.denoziere@cea.fr.

Résumé

Le Laboratoire national Henri Becquerel (LNE-LNHB) a développé les références dosimétriques nationales pour les rayons X de basses et moyennes énergies. Cet article décrit ces références destinées à des applications de radioprotection des travailleurs et des patients, dans les domaines du diagnostic médical et des rayons X industriels. Des développements pour la radiothérapie de contact sont aussi abordés.

MOTS CLÉS : RAYONS X, DOSIMÉTRIE, CHAMBRE À PAROIS D'AIR, KERMA DANS L'AIR.

Abstract

The Laboratoire national Henri Becquerel (LNE-LNHB) has developed national dosimetric standards for x-rays of low and medium energies. This article describes these standards which are aimed at applications of radiation protection of workers and patients in the fields of medical diagnosis and industrial x-ray radiation. Developments for contact radiotherapy are also discussed

KEY WORDS: X-RAYS, DOSIMETRY, FREE AIR CHAMBER, AIR KERMA.

1. Introduction

L'intérêt des rayons X dans les domaines médical et industriel n'est plus à prouver. Il faut aussi noter que ces rayonnements peuvent aussi entraîner des effets néfastes sur la santé des personnes. Bien que des

recommandations aient vu le jour depuis longtemps, une véritable réglementation européenne intégrant la radioprotection des travailleurs et des patients n'a été publiée que récemment. La parution des directives européennes 96/29/Euratom [1] et 97/43/Euratom [2] est à ce titre représentative. La première directive a une visée de radioprotection des travailleurs et fixe par exemple les modalités du zonage. La seconde directive vise à une meilleure radioprotection des patients et introduit le principe d'optimisation et de justification des expositions aux rayonnements ionisants. Leur transcription en droit français a conduit à de nombreux décrets et arrêtés imposant aussi bien le port de dosimètres adaptés aux rayonnements que le contrôle des appareils émettant des rayonnements ionisants.

La mise en pratique de ces exigences passe par le raccordement métrologique des détecteurs utilisés aux étalons de mesures nationaux (voir par exemple [3]).

Le LNE-LNHB a développé des références dosimétriques dans le domaine des rayons X de basses et moyennes énergies (< 300 keV) afin de répondre aux besoins des utilisateurs pour des applications en diagnostic médical, radiothérapie et radioprotection des travailleurs.

Dans cet article, nous décrivons les installations de production de rayonnements X du LNE-LNHB, les instruments étalons, et les valeurs de référence obtenues avec les incertitudes associées.

2. Caractérisation des faisceaux

Le LNE-LNHB dispose de deux types de faisceaux X (fig. 1), représentatifs de ceux utilisés dans les applications :

- ceux dits continus, principalement pour un usage dit industriel (CND...), dans la gamme 10 kV – 100 kV d'une part, 60 kV – 300 kV d'autre part ;
- ceux dits pulsés, avec une durée d'exposition entre 1 ms et quelques secondes, pour le diagnostic médical, dans les gammes 22 kV – 49 kV pour la mammographie et 40 kV – 150 kV pour le radiodiagnostic (fig. 2).

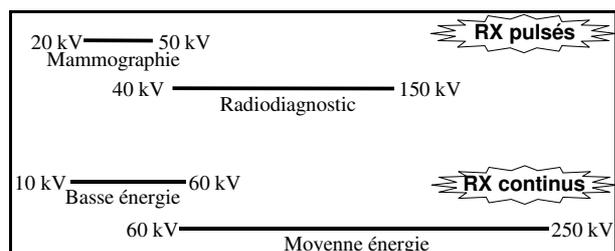


Fig. 1. – Différents faisceaux de rayons X disponibles au LNE-LNHB.



Fig. 2. – Installation du radiodiagnostic médical : tube à rayons X et chambre à parois d'air MD03 associée.

Le rayonnement de photons X est obtenu à partir d'un tube à rayons X (fig. 3) alimenté par un générateur haute tension. Les faisceaux produits sont définis, pour leur intensité par le courant de chauffage, et pour leur énergie par la tension accélératrice du tube et la filtration totale.

Leur caractérisation dosimétrique est effectuée en terme de débit de kerma dans l'air. La mesure du débit de kerma dans l'air est réalisée à une distance comprise entre 0,5 m et 2 m du foyer du tube. Les dimensions des faisceaux (diamètre) sont de l'ordre de 10 cm à 30 cm avec une homogénéité de débit de dose en différents points du champ de $\pm 0,6\%$ par rapport à la moyenne. Le faisceau d'irradiation a une stabilité de l'ordre de 0,1 % sur plusieurs heures (environ 3 h). Le banc de

mesure est placé dans une salle régulée en température ($20\text{ °C} \pm 0,5\text{ °C}$) et en hygrométrie ($50\% \pm 10\% \text{ HR}$).

La « qualité » de ces faisceaux est caractérisée par la valeur de l'épaisseur de la Couche de Demi-Atténuation (CDA) [4,5]. La CDA est une épaisseur de filtres en cuivre ou en aluminium (selon la qualité de faisceau souhaitée) de haute pureté (moins de 0,01 % d'impuretés) ajoutée à la filtration inhérente du tube et qui permet d'atténuer d'un facteur deux le débit de kerma dans l'air. L'incertitude sur la valeur de la CDA est d'environ 0,80 % en valeur relative pour $k = 1$.

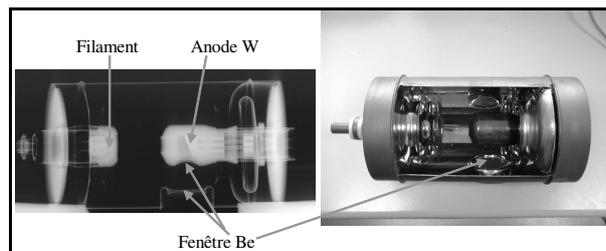


Fig. 3. – Tube à rayons X de type MB350 (350 kV).

Les caractéristiques des principaux faisceaux en service actuellement au LNE-LNHB sont présentées dans l'annexe de cet article « Conditions d'étalonnage au LNE-LNHB ».

3. Principe du détecteur (mesure absolue)

Les références dosimétriques pour les faisceaux continus de photons X sont exprimées en termes de débit de kerma dans l'air. La technique de mesure est fondée sur l'ionométrie et met en œuvre une chambre d'ionisation dite à parois d'air [6].

Le kerma dans l'air (*Kinetic Energy Released per unit MAss*), K_{air} , est la quantité d'énergie transférée, dE_{tr} , par le rayonnement au milieu (air) par unité de masse du milieu, dm .

$$K_{\text{air}} = \frac{dE_{\text{tr}}}{dm} \quad (1)$$

Le kerma dans l'air est défini au point P situé en sortie du diaphragme (fig. 4) et s'exprime en gray ($1\text{ Gy} = 1\text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}$).

La chambre d'ionisation à parois d'air est un instrument absolu. Le faisceau de rayons X, délimité par le diaphragme, passe horizontalement entre deux plaques parallèles entre lesquelles on applique une différence de potentiel ; ce qui permet de collecter les charges créées lors de l'interaction des photons avec l'air. Les anneaux de garde connectés à un pont de résistances permettent de garantir l'uniformité des lignes de champ dans le volume de mesure (noté V).

Un courant proportionnel au nombre de charges créées par le faisceau de RX dans le volume V est

mesuré grâce à un électromètre relié à l'électrode de mesure.

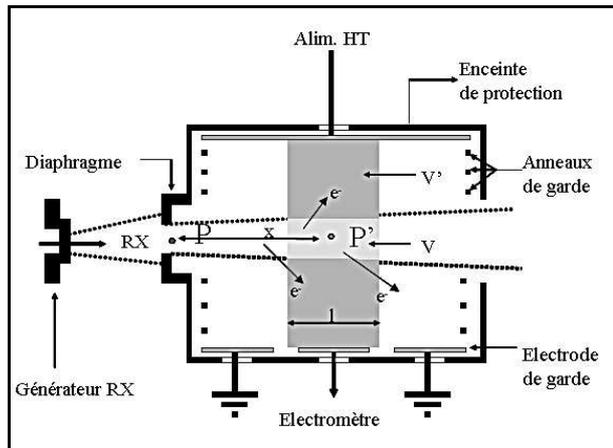


Fig. 4. – Schéma de principe d'une chambre d'ionisation à parois d'air.

La chambre est placée dans une enceinte en plomb pour la protéger du rayonnement parasite extérieur.

Pour que la réponse de l'instrument soit directement reliée au kerma dans l'air, il faut pouvoir déterminer l'énergie cinétique initiale de tous les électrons secondaires libérés dans le volume V . Ces électrons doivent perdre toute leur énergie dans le volume de collection (noté V') afin que toutes les paires d'ions résultantes puissent être mesurées. Cela est réalisé si la distance PP' et toutes les autres dimensions latérales sont au moins égales à la portée des électrons dans le milieu (ici l'air), à l'énergie considérée. La perte des électrons secondaires qui sortent de V' par les faces latérales avant leur ralentissement complet (par exemple dans les électrodes) devient ainsi négligeable. Les conditions d'équilibre électronique étant réalisées, la perte de ceux qui sortent de V' par les faces avant et arrière est compensée par l'arrivée dans ce volume d'électrons secondaires de même énergie libérés à l'extérieur de V' .

Ainsi, le LNE-LNHB dispose d'une chambre de référence adaptée au domaine d'énergie correspondant à chaque installation :

- la chambre CE98 pour la mammographie ;
- la chambre MD03 pour le radiodiagnostic ;
- la chambre WK06 pour les RX continus de moyennes énergies ;
- la chambre WK07 pour les RX continus basses énergies.

Le tableau 1 donne les caractéristiques principales de ces détecteurs.

La figure 5 présente une vue détaillée de la chambre à parois d'air de référence (CE98) pour la mammographie.

Tableau 1

Principales caractéristiques des chambres à parois d'air de référence.

| chambre | CE98 | MD03 | WK06 | WK07 |
|----------------------------------------------|-------|--------|---------|---------|
| domaine (kV) | 22-49 | 40-150 | 60-250 | 10-60 |
| diamètre du diaphragme (cm) | 0,505 | 0,997 | 1,007 4 | 0,500 9 |
| distance d'équilibre électronique PP' (cm) | 6,05 | 20,40 | 31,80 | 7,20 |
| distance entre les électrodes (cm) | 5,0 | 14,5 | 18,0 | 11,9 |
| largeur de collection (cm) | 1,693 | 4,844 | 6,000 4 | 2,043 2 |
| volume de mesure (cm^3) | 0,339 | 3,781 | 4,782 7 | 0,402 8 |
| tension de polarisation (V) | 2 000 | 5 000 | 5 000 | 3 000 |

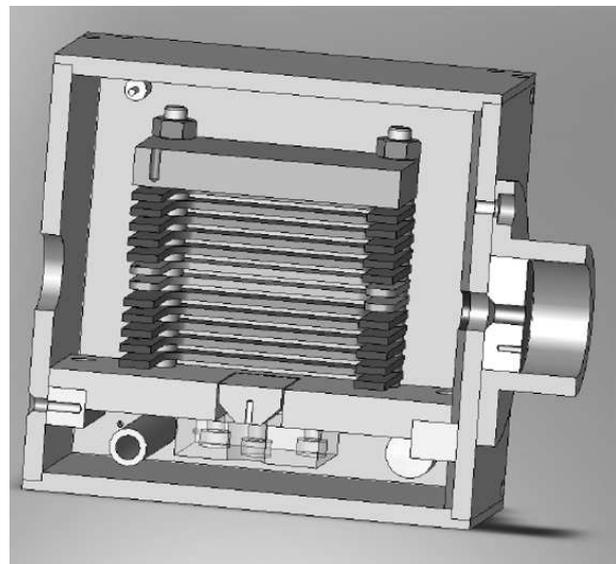


Fig. 5. – Vue en coupe de la chambre à parois d'air CE98 pour la mammographie.

4. Détermination du débit de kerma dans l'air

L'équation (2) permet de calculer le débit de kerma dans l'air à partir des mesures du courant d'ionisation réalisées avec l'instrument de mesure primaire.

$$\dot{K}_{\text{air}} = \frac{I}{\rho_{\text{air}} \cdot V} \times \frac{W_{\text{air}}}{e} \times \frac{1}{1-g} \times \prod k_i \quad (2)$$

avec :

- I (A), courant d'ionisation mesuré à l'aide de la chambre ;
- $\rho_{\text{air}} = 1,204 79 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-3}$, masse volumique de l'air sec à 20 °C et à 1 013,25 hPa ;
- V (cm^3), volume de détection (forme cylindrique) ;

- $W_{\text{air}}/e = 33,97 \text{ J}\cdot\text{C}^{-1}$, énergie moyenne nécessaire pour créer une paire électron-ion dans l'air sec, rapportée à la charge de l'électron [7] ;
- g , fraction de l'énergie des électrons perdue sous forme de rayonnement de freinage (Bremsstrahlung). Cette valeur est considérée comme négligeable dans le domaine des rayons X de faibles et de moyennes énergies ($g = 0$) [8] ;
- $\prod k_i$: produit de facteurs de correction tenant compte des caractéristiques du détecteur (polarisation des électrodes, diffusion des photons, recombinaison des charges, etc.) et les conditions ambiantes de mesure (température, pression et hygrométrie).

4.1. Détermination des facteurs de correction

Certains de ces facteurs sont déterminés expérimentalement et d'autres à l'aide de calculs.

4.1.1. Facteurs déterminés expérimentalement

Les facteurs de correction climatiques k_T , k_P et k_H corrigent respectivement des différences de température, pression et humidité relative lors de la mesure et dans les conditions de référence.

Le facteur de recombinaison k_s corrige de la perte entre le nombre de charges produites et le nombre de charges collectées due à la recombinaison des électrons.

Le facteur d'atténuation dans l'air k_a corrige de l'atténuation dans l'air entre le point P situé en sortie du diaphragme et le point P' localisé au milieu du volume V, (cf. fig. 4).

Le facteur de polarisation k_{pol} permet de tenir compte de la dissymétrie de collection des charges.

Le facteur de transmission k_t corrige du défaut d'opacité du diaphragme.

Le facteur de transmission k_p corrige du défaut d'opacité des parois.

4.1.2. Facteur déterminé par des logiciels de simulation basés sur l'utilisation de la méthode des éléments finis

Le facteur de distorsion de champ k_d , tient compte de l'éventuelle distorsion des lignes du champ électrique à l'intérieur de la chambre, pouvant induire une erreur dans la détermination du volume de mesure V [9].

4.1.3. Facteurs déterminés par des codes de calcul Monte-Carlo simulant le transport du rayonnement

Le facteur de perte d'électrons k_e permet d'évaluer la perte d'ionisation due aux électrons qui n'ont pas dissipé toute leur énergie dans l'air de la chambre.

Le facteur de diffusion des photons k_{sc} permet de corriger les charges qui sont créées par les photons secondaires.

4.2. Simulation par méthode de Monte-Carlo

Des codes de calculs simulant les interactions rayonnement-matière fondés sur la méthode de Monte-Carlo ont été utilisés pour réaliser des modélisations numériques.

4.2.1. Calculs effectués avec le code MCNP [10]

Une modélisation complète et précise de la chambre WK06 a permis de vérifier la conception du détecteur (importance de la fluorescence à l'intérieur de la chambre, bonne collimation du diaphragme, etc.) et d'envisager des simplifications au modèle numérique, qui permettent de gagner en temps de simulation tout en ayant des résultats satisfaisants. La figure 6 montre un spectre calculé dans le volume de mesure V, pour un faisceau incident monochromatique de 250 keV.

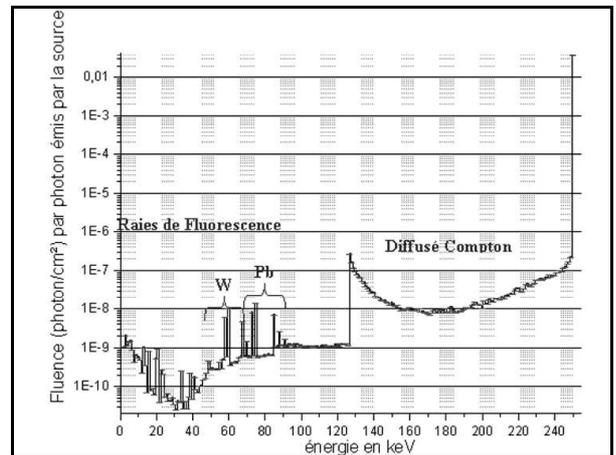


Fig. 6. – Spectre calculé dans le volume V pour un faisceau incident monochromatique de 250 keV.

4.2.2. Calculs effectués avec le code PENELOPE [11]

Compte tenu de la précision du transport des électrons de faibles énergies (à partir de 100 eV), ce code est choisi, pour calculer les facteurs de correction k_e (perte d'électrons) et k_{sc} (diffusion des photons).

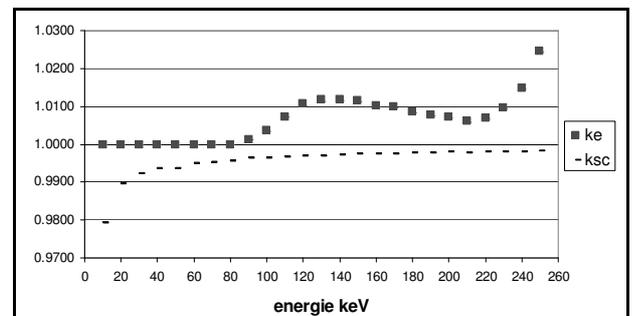


Fig. 7. – Valeurs de k_e et k_{sc} en fonction de l'énergie des photons incidents pour la chambre WK06.

La figure 7 représente la variation de k_e et k_{sc} en fonction de l'énergie des photons monocinétiques incidents. Pour obtenir les valeurs de k_e et k_{sc} pour une qualité de faisceau donnée, ces courbes doivent être convoluées avec la distribution en énergie de la fluence normalisée correspondante.

4.3. Bilan d'incertitude du débit de kerma dans l'air

Le bilan d'incertitude du débit de kerma dans l'air mesuré avec la chambre WK06 pour les faisceaux de rayons X de moyennes énergies est donné dans le tableau 2.

Tableau 2
Bilan des incertitudes relatives pour le débit de kerma dans l'air.

| | Type A (%) | Type B (%) |
|----------------------------------|---------------|---------------|
| W/e | - | 0,15 |
| ρ_{air} | - | 0,01 |
| $l-g$ | - | 0,01 |
| Volume | | 0,05 |
| Courant d'ionisation | 0,10 | 0,13 |
| Positionnement | 0,08 | 0,02 |
| k_T | - | 0,05 |
| k_p | - | 0,04 |
| k_h | - | 0,10 |
| k_a | - | 0,03 |
| k_{pol} | 0,05 | - |
| k_s | - | 0,03 |
| k_l | - | 0,01 |
| k_p | - | 0,01 |
| k_d | - | 0,10 |
| k_{sc} | - | 0,03 |
| k_e | - | 0,09 |
| Débit de kerma | 0,11 % | 0,28 % |
| Incertitude type relative | 0,31 % | |

La valeur de l'incertitude type ainsi obtenue est comparable à celle de nos homologues internationaux (à titre d'exemple : 0,38 % pour le NIST [12] ; 0,26 % pour le PTB [13]).

5. Étalonnage d'une chambre de transfert

L'étalonnage d'une chambre de transfert (par exemple une chambre d'ionisation à cavité) consiste à déterminer un coefficient d'étalonnage en débit de kerma dans l'air, noté N_K , donné par la relation suivante :

$$N_K = \frac{\dot{K}}{I_{tr}}, \quad (3)$$

où \dot{K} est le débit de kerma déterminé à l'aide de la chambre primaire selon la relation (2) et I_{tr} est le courant d'ionisation mesuré par la chambre de transfert avec son électronique associée, pour un faisceau donné et dans les mêmes conditions (distance au foyer,...). Ce courant est corrigé de k_T et k_p pour se ramener aux conditions de référence ($T = 293,15$ K, $p = 1013,25$ hPa et 50 %HR), considérant que l'utilisateur effectuera des mesures avec la même polarité qu'au moment de l'étalonnage et dans des conditions d'hygrométrie répondant aux spécifications des normes, les corrections usuelles correspondantes ne sont pas appliquées.

5.1. Incertitude associée au coefficient d'étalonnage

Le tableau 3 donne le bilan d'incertitude établi pour l'étalonnage d'une chambre d'ionisation de type NE2571, dans un faisceau continu de RX de type CCRI (voir annexe).

Tableau 3
Incertitudes associées au coefficient d'étalonnage de la chambre de transfert.

| | Incertitude relative | |
|----------------------------------|----------------------|-------------|
| | Type A (%) | Type B (%) |
| Débit de kerma de référence | 0,11 | 0,28 |
| Positionnement | - | 0,01 |
| Courant d'ionisation I_{tr} | 0,02 | 0,15 |
| k_T | - | 0,04 |
| k_p | - | 0,02 |
| N_K | 0,10 | 0,33 |
| Incertitude type relative | 0,35 | |

Dans le cas du radiodiagnostic (pour des temps d'exposition de 1 s), l'incertitude type minimale obtenue est de 0,40 %, et de 0,66 % pour la mammographie.

6. Cas des courtes durées d'exposition

Dans le cas des faisceaux de diagnostic médical où le faisceau est produit par une impulsion de durée courte, pouvant descendre jusqu'à environ 1 ms, des précautions complémentaires sont à prendre. En effet nous avons montré qu'à charge électrique constante, appelée « mAs » (courant dans le tube à rayons X multiplié par la durée du pulse), le courant mesuré décroît avec la durée d'exposition (fig. 8), alors qu'il devrait être constant.

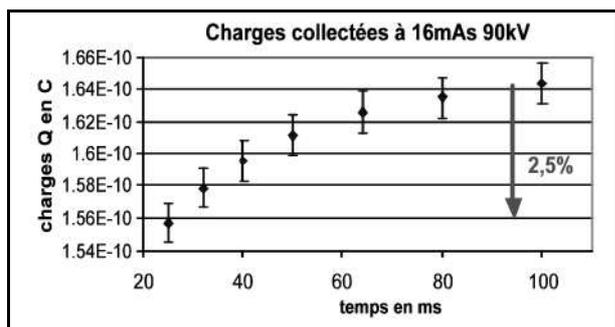


Fig. 8. – Mesure de la quantité de charge collectée en fonction du temps de pose, pour un faisceau RQR7 du radiodiagnostic.

En mesurant la tension et le courant délivrés par le générateur (fig. 9), on voit que celui-ci n’atteint pas les valeurs escomptées pendant toute la durée d’une impulsion. Pour la qualité de faisceau étudiée, la connaissance de la fluence par la charge « mAs » (calculée par exemple à l’aide du logiciel Xcomp5 [14]) permet de calculer, à partir des données expérimentales de la haute tension, un intervalle de temps efficace $[T_1, T_2]$ dans lequel le débit de kerma dans l’air est mesurable, aux incertitudes près, intervalle sur lequel sera intégrée la courbe de courant mesurée pour obtenir la valeur réelle (ou efficace) de la charge « mAs ». Le rapport $\text{mAs}_{\text{théorique}}/\text{mAs}_{\text{efficace}} = k_{tc}$ est un facteur de correction qui permet d’expliquer la dépendance en fonction de la durée d’exposition comme le montre la figure 10.

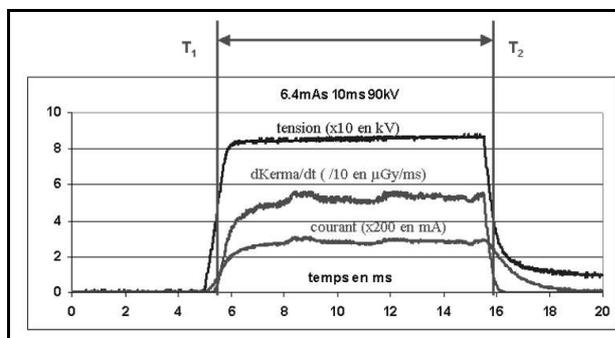


Fig. 9. – Représentation des impulsions de haute tension et de courant.

Cette méthode d’évaluation introduit une incertitude supplémentaire. Ainsi, lors de l’étalonnage d’un dosimètre de transfert, la procédure fait que l’on ne peut mesurer la référence et le coefficient d’étalonnage du dosimètre simultanément. Il faudra donc appliquer une correction k_{tc}^1 lors de la mesure du kerma dans l’air et une correction k_{tc}^2 lors de la mesure de I_{tr} . Le coefficient d’étalonnage s’écrit alors :

$$N_K = \frac{\dot{K} \cdot k_{tc}^1}{I_{tr} \cdot k_{tc}^2}$$

Compte tenu de la stabilité du générateur, il est raisonnable de considérer que :

$$\frac{k_{tc}^1}{k_{tc}^2} \cong 1.$$

Cependant, il faut tenir compte de l’incertitude $u(k_{tc})$, et donc, en conclusion, l’incertitude type relative sur le coefficient d’étalonnage en radiodiagnostic pour les temps d’irradiation courts est portée à 1,1 %. Ceci reste acceptable pour les utilisateurs qui doivent fournir une mesure de kerma dans l’air à environ 5 % [15].

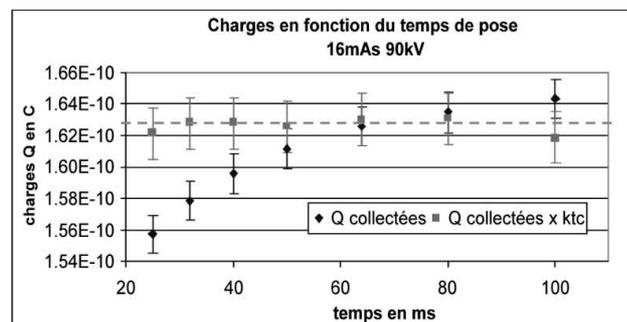


Fig. 10 – Charges mesurées et corrigées en fonction du temps de pose pour un faisceau RQR7 du radiodiagnostic.

7. Comparaisons internationales

Diverses comparaisons internationales ont été réalisées :

- Euromet-526, en 2001, concernant l’étalonnage de dosimètre en kerma dans l’air pour les faisceaux de mammographie [16] ;
- comparaison clé avec le BIPM, en 2007, pour les RX continus de moyennes énergies [17] ;
- Euramet-738 pour les RX continus de moyennes énergies pour la radioprotection en termes d’équivalent de dose, fin 2007.

Ces comparaisons ont montré que les résultats du LNE-LNHB sont en bon accord aux incertitudes près, en termes de degré d’équivalence, avec les autres laboratoires homologues.

Dans un souci permanent de maintien et d’amélioration des références, des comparaisons internes entre les différentes installations (fig. 1) sont réalisées périodiquement au LNE-LNHB.

8. Conclusion et perspectives

Le LNE-LNHB a mis en place des références pour la dosimétrie des rayons X de basses et moyennes énergies, pour répondre aux besoins dans les domaines du diagnostic médical et de la radioprotection. Afin d’assurer le transfert aux laboratoires secondaires ou aux utilisateurs finaux, dans les meilleures conditions, le LNE-LNHB a ajouté les possibilités d’étalonnage

correspondantes dans le périmètre de son accréditation Cofrac (ISO-17025).

La référence pour les basses énergies, en rayonnement continu, n'a été mise au point que très récemment. Elle servira de base pour la dosimétrie en radiothérapie de contact. Cette technique permettant de

traiter les tumeurs « accessibles » était d'usage peu courant. Mais, récemment, de nouveaux appareils de rayons X sont apparus et le LNE-LNHB participe activement, dans le cadre d'un projet ANR « TECSAN2008 », à la définition des procédures de mesure dosimétrique pour cette application.

ANNEXE : Conditions d'étalonnage au LNE-LNHB

A1. Installation de mammographie

- dimensions du champ : 15 cm × 15 cm ;
- distance au foyer : environ 450 mm ;
- anode : molybdène ;
- faisceaux : voir tableau A1 ;
- filtration additionnelle : molybdène ou rhodium ;
- charge électrique « mAs » : 25 mA·s, 50 mA·s et 100 mA·s (courant : 100 mA, durée : 250 ms, 500 ms et 1 000 ms) ;
- ordre de grandeur du kerma dans l'air par pulse : 10 mGy à 40 mGy.

Tableau A1
Principaux faisceaux de mammographie.

| Faisceau | Mo/Mo 22 | Mo/Mo 25 | Mo/Mo 28 | Mo/Mo 32 | Mo/Rh 38 |
|-------------|----------|----------|----------|----------|----------|
| HT (kV) | 22 | 25 | 28 | 32 | 38 |
| CDA (mm Al) | 0,26 | 0,30 | 0,33 | 0,37 | 0,45 |

A2. Installation de radiodiagnostic

- dimensions du champ : 30 cm × 30 cm ;
- distance au foyer : environ 1 m ;
- anode : tungstène ;
- faisceaux : voir tableau A2 ;
- filtration additionnelle : aluminium ;
- charge électrique typique « mAs » : 40 mA·s ;
- ordre de grandeur du kerma dans l'air par pulse : 0,1 mGy à 5 mGy.

Tableau A2
Principaux faisceaux de radiodiagnostic (selon [18]).

| Faisceau | RQR4 | RQR5 | RQR7 | RQR9 | 100CCRI* | 135CCRI* |
|----------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|---------------|
| HT (kV) | 60 | 70 | 90 | 120 | 100 | 135 |
| CDA | 2,2 mm Al | 2,6 mm Al | 3,5 mm Al | 5,0 mm Al | 4,1 mm Al | 0,49 mm Cu |

* Comité consultatif des rayonnements ionisants du CIPM.

A3. RX continus moyennes énergies

- dimensions du champ : diamètre de 7 cm à 20 cm ;
- distance au foyer : environ 1 m ;
- anode : tungstène ;
- faisceaux : voir tableaux A3 et A4 ;
- filtration additionnelle : aluminium, cuivre, plomb et étain.

Tableau A3
Principaux faisceaux CCRI
pour les RX continus de moyennes énergies.

| Faisceau | 100 | 135 | 180 | 250 |
|----------------------------------|-------------------------|---------------|---------------|---------------|
| HT (kV) | 100 | 135 | 180 | 250 |
| CDA | 4,04 mm Al | 0,49 mm Al | 0,98 mm Al | 2,48 mm Cu |
| \dot{K}_{air} indicatif | 0,5 mGy·s ⁻¹ | | | |

Tableau A4
Principaux faisceaux de l'ISO 403
pour les RX continus de moyennes énergies.

| Faisceau | N60 | N80 | N120 | N250 |
|----------------------------------|--------------------------|------|------|------|
| HT (kV) | 60 | 80 | 120 | 250 |
| CDA (mm Cu) | 0,240 | 0,58 | 1,72 | 5,18 |
| \dot{K}_{air} indicatif | 0,07 mGy·s ⁻¹ | | | |

Références

- [1] Directive européenne 96/29/Euratom du Conseil du 13 mai 1996 fixant les normes de base relatives à la protection sanitaire de la population et des travailleurs contre les dangers résultant des rayonnements ionisants.
- [2] Directive européenne 97/43/Euratom du Conseil du 30 juin 1997 relative à la protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors d'expositions à des fins médicales.
- [3] Arrêté du 26 octobre 2005 définissant les modalités de contrôle de radioprotection en application des articles R. 231-84 du code du travail et R. 1333-44 du code de la santé publique, NOR : SOCT0512188A.
- [4] Norme NF ISO 4037-1, décembre 1998, « Rayonnement X et gamma de référence pour l'étalonnage des dosimètres et des débitmètres, et pour la détermination de leur réponse en fonction de l'énergie des photons – Partie 1 : caractéristiques des rayonnements et méthodes de production ».
- [5] « Qualité de rayonnements », document du CCEMRI (section I), *BIPM*, 1972, 2, R15.
- [6] ATTIX F.H., "Introduction to radiological physics and radiation dosimetry", *New York : A Wiley-Interscience Publication*, 1986, ch.12, 292-345.
- [7] BOUTILLON M. et PERROCHE A.-M., "Re-evaluation of the W value for electron in dry air", *Phys. Med. Biol.*, **32**, 1987, 213-219.
- [8] « Constante physique pour les étalons de mesures », document du CCEMRI (section I), *BIPM*, 1985, 11, R45.
- [9] Quikfield: Finite Element Analysis System, *Tera Analysis Ltd*, Version 5.1, Knasterhoovej 21, DK-5700 Svendborg, Danemark.
- [10] BRIESMEISTER J.F., "A General Monte-Carlo N-Particle Transport Code", Version 4C, Manual LA-13709-M, , Ed. MCNP, avril 2000.
- [11] SALVAT F., FERNANDEZ-VAREA J.M. et SEMPAY J., "PENLOPE-A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport", NEA Data Bank ISBN 92-64-02145-0, juillet 2003.
- [12] BURNS D.T., O'BRIEN M., LAMPERTI P. et BOUTILLON M., Comparison of the NIST and BIPM medium-energy x-ray air-kerma measurements, *J. Res. NIST*, 2003, 108, 383-389
- [13] BURNS D.T., BUEERMANN L., KRAMER H.-M. et LANGE B., "Comparison of the air-kerma standards of the PTB and the BIPM in the medium-energy x-ray range", *BIPM*, Rapport BIPM-2002/07.
- [14] NOWOTNY R. et HVFER A., "Ein Programm für die Berechnung von diagnostischen Roentgenspektren", *Fortschr Roentgenstr.*, **142**, 1985, 685-689, (<ftp://ftp.bmtp.akh-wien.ac.at/BMTP/xray/xcomp5r.zip>)
- [15] Décision du 24 septembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité de certaines installations de radiodiagnostic, NOR : SJS0721914S.
- [16] WITZANI J. et al, "Calibration of dosimeters used in mammography with different X-ray qualities: Euromet project N°526", *Radiation Protection Dosimetry*, **108**, n° 1, 2004, 33-45.
- [17] BURNS D.T., KESSLER C., DENOZIERE M. et KSOURI W., "Key comparison BIPM.RI(I)-K3 of the air-kerma standards of the LNE-LNHB, France and the BIPM in medium-energy X-rays", *Metrologia*, **45**, Tech. Suppl. 06004, 2008.
- [18] Norme NF EN 61267, avril 2006, « Equipement de diagnostic médical à rayonnement X. Conditions de rayonnement pour utilisation dans la détermination des caractéristiques.

Article reçu le 27 novembre 2008 ; version révisée reçue le 14 janvier 2010.