



D. DUSCIAC

Référence nationale pour la dosimétrie des rayonnements photoniques de haute énergie pour l'étalonnage des dosimètres et débitmètres de radioprotection

National reference for high energy photon dosimetry for calibration of radiation-protection dosimeters and dose-rate meters

Dorin DUSCIAC, Jean-Marc BORDY, Josiane DAURES et Valentin BLIDEANU

CEA, LIST, Laboratoire national Henri Becquerel (LNE-LNHB), Bât. 602 PC111, CEA-Saclay 91191 Gif-sur-Yvette Cedex, France, dorin.dusciac@cea.fr.

Résumé

L'objet de cette étude est de proposer une solution pour répondre à la demande émise par les fabricants de dosimètres et les exploitants du secteur nucléaire pour disposer de faisceaux de photons de haute énergie (6 MeV à 9 MeV) afin de procéder à la caractérisation des dosimètres (test de type) en vue de leur mise sur le marché et de les étalonner. Les installations de production de rayonnements photoniques de haute énergie sont des installations « lourdes » et très rares (accélérateur de protons, réacteurs nucléaires type piles piscines...). L'utilisation d'un accélérateur médical permet de mutualiser les installations entre la radioprotection et la radiothérapie et de diminuer les coûts d'exploitation. Dans un premier temps, nous avons défini (par simulations de type Monte-Carlo) puis réalisé un ensemble cible de conversion électrons/photons-atténuateur-égalisateur, qui permet l'obtention d'un faisceau homogène de photons de haute énergie (énergie moyenne pondérée par la fluence égale à 6,17 MeV) pour la radioprotection à partir d'un faisceau d'électrons de 18 MeV, fourni par l'accélérateur linéaire médical du LNE-LNHB. Le faisceau ainsi obtenu est homogène en termes de kerma dans l'air sur une surface de $(30 \times 30) \text{ cm}^2$ à 1 m. Dans un deuxième temps, nous avons fabriqué, assemblé et caractérisé deux chambres d'ionisation à cavité en graphite pour réaliser les mesures ionométriques. Pour l'une de ces chambres, nous avons mesuré le volume de collection des charges permettant ainsi de l'utiliser en tant qu'étalon primaires. L'autre chambre d'ionisation étant un étalon de transfert, elle a été étalonnée dans un faisceau de photons issu d'une source de ^{60}Co et dans le faisceau de photons de haute énergie pour la radioprotection. Les mesures effectuées avec les chambres d'ionisation ont permis d'évaluer la valeur du débit de kerma dans l'air dans le faisceau de photons de haute énergie pour la radioprotection : celle-ci couvre une gamme entre $80 \text{ mGy}\cdot\text{h}^{-1}$ et $210 \text{ mGy}\cdot\text{h}^{-1}$, ce qui est

compatible avec les besoins dans ce domaine. Enfin, nous avons calculé à l'aide de simulations de type Monte-Carlo des coefficients de conversion du kerma dans l'air vers les équivalents de dose pour des énergies de photons discrètes de 10 keV à 22,4 MeV dans des configurations géométriques spécifiques et pour la distribution spectrale de la fluence produite sur le LINAC du LNE-LNHB.

MOTS CLÉS : COEFFICIENTS DE CONVERSION, FAISCEAUX DE PHOTONS DE HAUTE ÉNERGIE, RADIOPROTECTION, CIBLE DE CONVERSION ÉLECTRONS-PHOTONS, ÉTALON PRIMAIRE, ÉTALON DE TRANSFERT, CHAMBRE D'IONISATION.

Abstract

In this work we present the results of the first part of a research project aimed at offering a complete response to dosimeter manufacturers and users of the nuclear industry demand for high energy (6 MeV–9 MeV) photon radiation beams for radiation protection purposes. Classical facilities allowing for the production of high energy photonic radiation (proton accelerators, nuclear reactors) are very rare and need large investment for development and use. We thus propose a novel solution, consisting in the use of a medical linear accelerator, allowing for a significant decrease of all costs. Using Monte-Carlo simulations (MCNP5 and PENELOPE codes), we have built a specifically designed electron-photon conversion target allowing for obtaining a high energy photon beam (with an average energy weighted by fluence of 6.17 MeV) for radiation protection purposes. Due to the specific design of the target, this “realistic” radiation protection high energy photon beam presents a uniform distribution of air kerma at a distance of 1 m, over a

(30 × 30) cm² area. Two graphite cavity ionization chambers for ionometric measurements have been built. For one of these chambers we have measured the charge collection volume allowing for its use as a primary standard. The second ionization chamber is a transfer standard, as such it has been calibrated in a ⁶⁰Co source, and in the high energy photon beam for radiation protection. The measurements with these ionization chambers allowed for an evaluation of the air kerma rate in the high energy photon beam for radiation protection: the values cover a range between 80 mGy·h⁻¹ and 210 mGy·h⁻¹, compatible with radiation protection purposes. Finally, we have calculated using Monte-Carlo simulations conversion coefficients from air kerma to dose equivalents in the range between 10 keV and 22.4 MeV, in specific geometrical set-ups, and for the spectral distribution of the fluence in the beam produced by the linear accelerator of LNE-LNHB.

KEY WORDS: CONVERSION COEFFICIENTS, HIGH ENERGY PHOTON BEAM, RADIATION PROTECTION, ELECTRON-PHOTON CONVERSION TARGET, PRIMARY STANDARD, TRANSFER STANDARD, IONIZATION CHAMBER.

1. Introduction et présentation de la méthode

Le suivi radiologique des travailleurs des secteurs industriel et médical susceptibles d'être exposés aux rayonnements ionisants requiert l'utilisation de dosimètres testés et/ou étalonnés avec des sources de rayonnements permettant de couvrir l'ensemble des situations rencontrées au poste de travail, soit une gamme d'énergies allant d'environ 10 keV à 10 MeV. Pour les photons, ces champs de rayonnements sont décrits dans la norme internationale ISO 4037-1 [1]. On y trouve entre autres, principalement pour les besoins de l'industrie du nucléaire, des faisceaux de photons de haute énergie (de l'ordre de 6 MeV à 7 MeV) obtenus à partir de canaux tangentiels installés à proximité du cœur d'une pile piscine ou d'accélérateurs de particules lourdes chargées de type Van de Graaff. Dans tous les cas, ces installations sont rares, coûteuses et difficiles à mettre en œuvre.

Pour répondre à la demande des fabricants de dosimètres et des exploitants du secteur nucléaire de disposer de faisceaux de rayonnements photoniques de haute énergie pour caractériser les dosimètres avant leur mise sur le marché, le Laboratoire national Henri Becquerel (LNE-LNHB) a mené, de 2010 à 2013, un projet de recherche visant la production de faisceaux de référence dans un domaine d'énergie entre 1,33 MeV (limite supérieure d'émission du ⁶⁰Co) et 10 MeV sur l'accélérateur linéaire (LINAC) médical du LNE-LNHB, ce type d'installation étant beaucoup plus répandu et plus facile d'utilisation.

La grandeur de base pour la dosimétrie des rayonnements ionisants est la dose absorbée, D . Elle s'exprime en gray (Gy), avec $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}$. Le risque d'effets stochastiques en radioprotection est évalué au moyen de deux grandeurs, la dose équivalente à un organe ou un tissu, H_T , et la dose efficace, E . Elles sont toutes deux exprimées en sievert (Sv), avec $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}$ mais ne sont pas mesurables car elles sont définies dans un fantôme anthropomorphe en termes de volume et de composition des tissus, au moyen de facteurs de pondération de la dose absorbée en fonction du rayonnement w_R et des tissus w_T . Pour pallier ce manque de grandeurs mesurables pour la radioprotection, des grandeurs dites opérati-

onnelles ont été introduites. Ce sont les équivalents de dose notés $H'(d)$, $H_p(d)$, $H^*(10)$ pour lesquels le point de définition est situé à une profondeur d , exprimée en millimètres, dans un fantôme de forme simplifiée en matériau équivalent tissu. Cette forme est choisie afin de représenter la partie du corps humain où est porté le dosimètre (doigt, poignet, tronc, tête). Les équivalents de dose sont également exprimés en sievert, ils correspondent au produit de la dose absorbée, D , par le facteur de qualité Q des particules chargées au point de définition dans le fantôme. Pour les énergies couramment rencontrées en radioprotection au niveau de la surface terrestre, les photons communiquent leur énergie dans le milieu *via* la mise en mouvement d'électrons résultant d'interactions photoélectrique, Compton ou de création de paire. Le facteur de qualité Q de ces électrons est conventionnellement pris égal à l'unité. Dans ce cas, l'équivalent de dose dans le tissu est donc numériquement égal à la dose absorbée dans le tissu due aux photons.

Pour le travail présenté dans cet article, deux types d'équivalent de dose nous intéressent plus particulièrement : l'équivalent de dose ambiant, noté $H^*(10)$, défini dans un fantôme sphérique de diamètre 30 cm, et l'équivalent de dose individuel, $H_p(10)$, défini dans un fantôme parallélépipédique de volume (30 × 30 × 15) cm³. Il n'existe pas d'appareil capable de mesurer directement un équivalent de dose, c'est pourquoi la grandeur primaire utilisée en radioprotection est le kerma dans l'air (symbole : K_{air} et unité : gray) [1]. Pour les rayonnements de haute énergie, le kerma dans l'air peut être mesuré de manière absolue à l'aide d'une chambre d'ionisation étalon à cavité dont les dimensions doivent être adaptées à l'énergie et au débit de dose du faisceau. Une fois la valeur du kerma dans l'air obtenue, le passage du kerma dans l'air vers les équivalents de dose est réalisé *via* des coefficients de conversion notés h et calculés au moyen de codes de calcul de Monte-Carlo.

La mise au point de la référence dosimétrique pour les hautes énergies utilisée en radioprotection utilisant le LINAC médical du LNE-LNHB passe par les étapes suivantes : conception et réalisation des dispositifs installés sur le LINAC pour produire un rayonnement répondant aux spécifications de la série de normes ISO 4037, mesure du kerma dans l'air au moyen d'une chambre d'ionisation étalon dédiée à ce domaine d'énergies et étalonnage d'une chambre d'ionisation de transfert permettant d'établir la traçabilité des installations des utilisateurs à la référence nationale et calcul des coefficients de conversion du kerma dans l'air vers les équivalents de dose.

2. Conception et réalisation du faisceau de photons de référence à partir du LINAC médical du LNE-LNHB

L'objectif est d'obtenir un faisceau de rayonnement dont la distribution de la fluence en termes d'énergie soit aussi peu étendue que possible, d'énergie équivalente d'environ 6 MeV à 7 MeV, homogène en termes d'équivalent de dose et/ou de kerma dans l'air sur une surface

de $(30 \times 30) \text{ cm}^2$ centrée sur le point de mesure, avec des débits d'équivalent de dose compatibles avec les besoins de la radioprotection.

Le LNE-LNHB dispose d'un LINAC médical de type Saturne 43 capable de produire soit des faisceaux de photons d'énergie maximale entre 4 MeV et 20 MeV, soit des faisceaux d'électrons jusqu'à 18 MeV. En mode « photons », le faisceau d'électrons accélérés vient frapper une cible métallique de numéro atomique élevé (tungstène) choisi pour privilégier la perte d'énergie par rayonnement de freinage. Ce dernier est émis préférentiellement dans la direction initiale du faisceau d'électrons, selon une symétrie cylindrique autour de l'axe du faisceau. Un cône égalisateur dont les dimensions dépendent de l'énergie des photons est disposé sur la trajectoire des photons pour homogénéiser le faisceau. En mode « électrons », il n'y a ni cible de conversion ni cône égalisateur mais seulement des diffuseurs de faible épaisseur. En fonctionnement normal pour la radiothérapie, le débit de dose délivré par le LINAC est très largement supérieur à ceux utilisés habituellement dans le domaine de la radioprotection. Cependant, l'accès au mode « réglage » de l'installation permet de diminuer le débit en réduisant le nombre d'électrons par pulse.

Afin d'évaluer les caractéristiques du dispositif expérimental du LINAC sans modification, les rendements en profondeur (variation relative de la dose avec la profondeur) dans les tissus, obtenus pour des faisceaux mono-énergétiques de photons, de 5 MeV à 9 MeV, ont été comparés par calcul à ceux obtenus pour les trois spectres de radiothérapie de 6 MV, 12 MV et 20 MV. Ces calculs ont été effectués à l'aide de simulations avec le code de Monte-Carlo MCNP5. La source de rayonnement simulée consistait en une surface plane carrée de surface $(30 \times 30) \text{ cm}^2$ émettant un faisceau parallèle et homogène de photons vers la face d'entrée du fantôme. Celui-ci était un parallélépipède de volume $(30 \times 30 \times 15) \text{ cm}^3$ constitué du matériau équivalent tissu dit « 4 éléments » et défini dans le rapport ICRU-44 (masse volumique : $1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$, composition massique : 76,2 % d'oxygène, 11,1 % de carbone, 10,1 % d'hydrogène et 2,6 % d'azote) [2]. Les courbes de rendement en profondeur qui correspondent aux trois spectres de radiothérapie ne se superposent pas avec les courbes des faisceaux mono-énergétiques (fig. 1).

Cela indique que les faisceaux de radiothérapie ont un comportement très éloigné de celui d'un faisceau mono-énergétique. Le dispositif « cible-cône égalisateur » installé à demeure dans le LINAC en mode « photon » n'est donc pas adapté à la production d'un faisceau de haute énergie et de débit approprié pour les besoins de la radioprotection. Pour cette application, il est donc nécessaire de produire un faisceau de photons sans avoir recours au mode « photon » standard du LINAC.

On peut alors utiliser la machine en mode « électron ». Pour produire un faisceau de photons, il a été décidé d'ajouter en sortie du faisceau d'électrons un dispositif amovible constitué d'une cible de conversion et

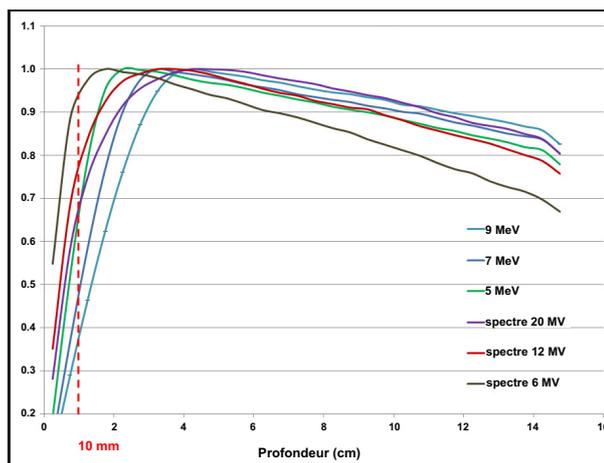


Fig. 1. – Rendements en profondeur dans un fantôme en tissu ICRU pour des photons mono-énergétiques de 5 MeV, 7 MeV et 9 MeV et les spectres de faisceaux de radiothérapie de 6 MV, 12 MV et 20 MV (toutes les courbes sont normalisées et sont des résultats des simulations de type Monte-Carlo).

d'un système de cône filtre-égalisateur, permettant de respecter les critères énoncés au début de ce paragraphe. Le faisceau d'électrons de 18 MeV est choisi afin d'obtenir en sortie du dispositif un spectre avec l'énergie moyenne la plus élevée possible. La partie cible de conversion du dispositif doit être composée d'un matériau de Z élevé pour privilégier la conversion de l'énergie des électrons en rayonnement de freinage, comme décrit plus haut. Une épaisseur de matériau de numéro atomique faible doit être ajoutée afin de réduire la proportion de photons de faible énergie dans le spectre, contribuant ainsi au « durcissement » du spectre [3]. Ce filtre doit être de forme conique afin d'assurer une fonction d'égalisateur pour obtenir un faisceau de rayonnement homogène sur toute la surface des fantômes.

Afin de déterminer la meilleure combinaison de matériaux « Z élevé-Z faible » ainsi que leurs épaisseurs respectives, les interactions d'un faisceau d'électrons de 18 MeV ont été simulées pour plusieurs combinaisons cible-filtre : d'une part tungstène, plomb, or et cuivre pour la cible « Z élevé », d'autre part graphite et béryllium pour le filtre « Z faible » avec des épaisseurs différentes. L'analyse des résultats a montré que le meilleur durcissement du spectre est obtenu avec une épaisseur de tungstène égale à trois fois la portée¹ des électrons et une épaisseur de graphite égale à deux fois la portée des électrons (fig. 2). Cette configuration est celle qui donne également la plus forte diminution du débit de kerma dans l'air, ce qui convient pour l'obtention d'un faisceau dédié à nos critères de caractéristiques de faisceau pour la radioprotection.

L'utilisation du tungstène soulève toutefois deux difficultés pour la réalisation pratique du dispositif : son poids

¹ La portée des électrons dans un milieu correspond à la distance, prise par rapport à leur point de départ dans ce milieu et dans leur direction initiale, au-delà de laquelle ils ont tous été absorbés/arrêtés.

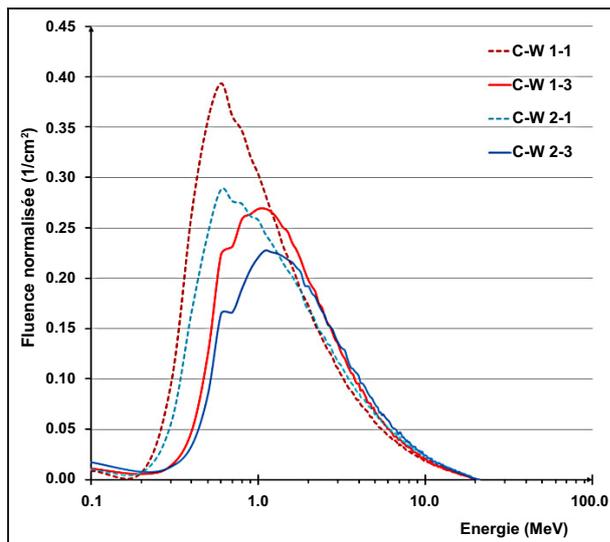


Fig. 2. – Distribution en énergie de la fluence des photons obtenus pour des combinaisons tungstène-graphite (C-W $i - j$) d'épaisseurs respectives i et j exprimées en multiples des portées d'électrons (0,37 cm pour le tungstène et 3,88 cm pour le graphite). Le spectre est d'autant plus « durci » que les épaisseurs sont grandes.

et son coût. En effet, les simulations ont démontré que les épaisseurs des matériaux doivent être assez importantes – supérieure au centimètre pour le matériau de numéro atomique élevé, et de l'ordre de dizaines de centimètres pour le matériau de numéro atomique faible. C'est pourquoi un dispositif cuivre-graphite, avec une épaisseur de cuivre d'environ 3,5 cm et une épaisseur de graphite d'environ 20 cm, a finalement été choisi.

Avant de déterminer par simulation la forme la plus appropriée du dispositif, des mesures ont été effectuées sur des prototypes de dispositifs existant au laboratoire pour valider les calculs. Ces mesures sont effectuées selon trois configurations : avec une cible de cuivre d'épaisseur 14 mm ; avec une cible de cuivre d'épaisseur 28 mm ; avec un dispositif mixte de cuivre et de graphite d'épaisseurs respectives 28 mm et 64 mm. L'analyse des profils mesurés a validé la pertinence du choix du couple cuivre – graphite, et l'orientation vers une forme conique pour obtenir une répartition de dose homogène sur une surface de (30×30) cm².

La configuration finale a été obtenue par ajustements itératifs à partir du modèle initial, en faisant varier la forme et les dimensions des composants de cuivre et de graphite. Lors des ajustements successifs, nous avons cherché à diminuer la composante de basses énergies, et à respecter l'homogénéité de la répartition de dose sur une surface de (30×30) cm² à 1 m de l'entrée de la cible. La figure 3 montre le dispositif monté sur la tête du LINAC : on y distingue le cône de graphite à deux angles qui suit la cible en cuivre.

Le spectre des photons obtenu par simulation pour le dispositif final est présenté dans la figure 4. L'énergie moyenne $\overline{E_\Psi}$ pondérée par la fluence des photons (Φ) est

de 6,17 MeV et l'énergie moyenne $\overline{E_\Psi}$ pondérée par la fluence énergétique (Ψ) est égale à 9,02 MeV, avec :

$$E_\Phi = \frac{\int E \times \frac{d\Phi}{dE} dE}{\int \frac{d\Phi}{dE} dE} \quad \text{et} \quad E_\Psi = \frac{\int E \times E \times \frac{d\Phi}{dE} dE}{\int E \times \frac{d\Phi}{dE} dE}$$

À la distance de 1 m de l'entrée de la cible, la distribution calculée du kerma dans l'air est pratiquement uniforme selon l'axe horizontal sur l'intervalle de -15 cm à +15 cm par rapport à l'axe longitudinal du dispositif. L'écart maximum par rapport à la valeur moyenne est de l'ordre de 3 %. La répartition du kerma dans l'air selon l'axe vertical sur le même intervalle (de -15 cm à +15 cm par rapport à l'axe central du dispositif) présente une forme, une dispersion et des valeurs similaires. L'homogénéité du faisceau simulé est donc suffisante en termes de kerma dans l'air sur une surface de (30×30) cm² à la distance de mesure.

3. Réalisation du dosimètre primaire pour le faisceau de photons de haute énergie pour la radioprotection et détermination des références dosimétriques

Le LNE-LNHB a conçu et fabriqué en 2008 une série de six chambres d'ionisation primaire à cavité adaptées aux faisceaux « classiques » dédiés à la radioprotection et à la radiothérapie (⁶⁰Co, ¹³⁷Cs) et les a utilisées pour établir les références nationales en termes de kerma dans l'air dans ces faisceaux. Afin de disposer d'un dosimètre primaire pour le faisceau de photons de haute énergie pour la radioprotection, une chambre d'ionisation de forme sphérique a été fabriquée (fig. 6) selon les mêmes plans [4]. Sa paroi externe et son électrode interne sont réalisées en graphite. Pour pouvoir l'utiliser comme instrument primaire, le volume de collection des charges de cette nouvelle chambre a dû être déterminé au laboratoire. En effet, la dose moyenne absorbée dans la cavité d'une chambre remplie d'air s'obtient par l'expression (1) suivante :

$$\overline{D}_{\text{air}} = \frac{1}{\rho_{\text{air}} V} \times \frac{Q}{e} W, \quad (1)$$

avec :

- Q , la charge électrique créée dans la cavité par l'ionisation du gaz sous l'effet du rayonnement ;
- e , la charge élémentaire ;
- ρ_{air} , la masse volumique de l'air ;
- V , le volume de collection des charges dans la cavité ;
- W , l'énergie moyenne dépensée pour créer une paire d'ions dans le gaz, ici l'air, identique à l'air ambiant.

La chambre d'ionisation dispose d'un orifice permettant l'échange d'air entre l'intérieur et l'extérieur de la chambre, elle est dite à géométrie ouverte.

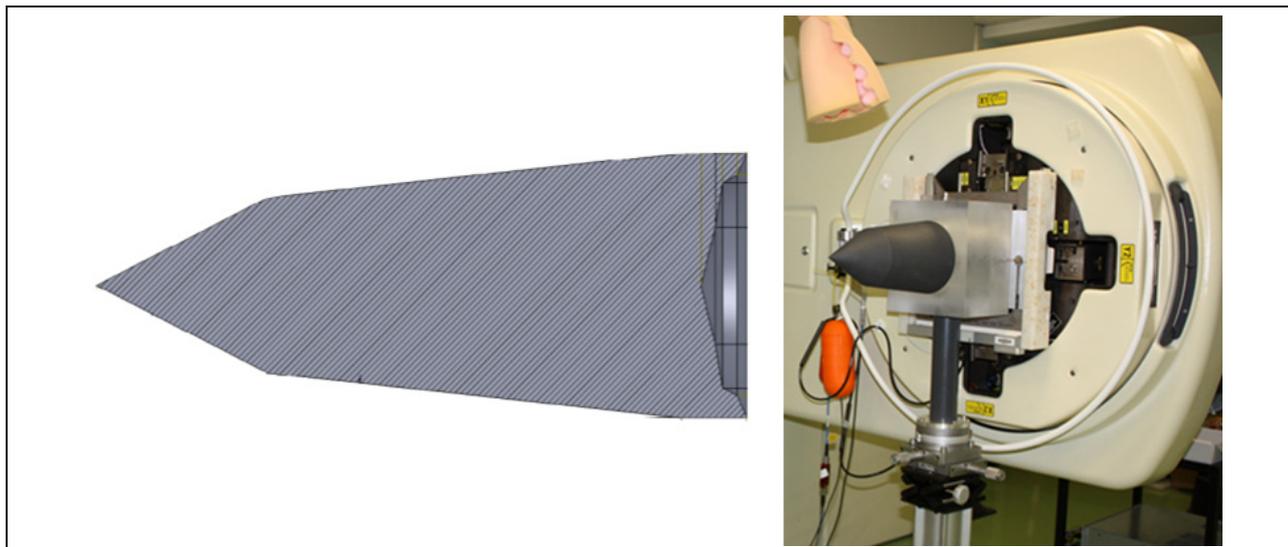


Fig. 3. – À gauche, vue en coupe longitudinale du dispositif cible-cône égalisateur (volume hachuré : graphite, volume de couleur grise : cuivre). À droite, photographie du dispositif monté sur le LINAC du LNE-LNHB.

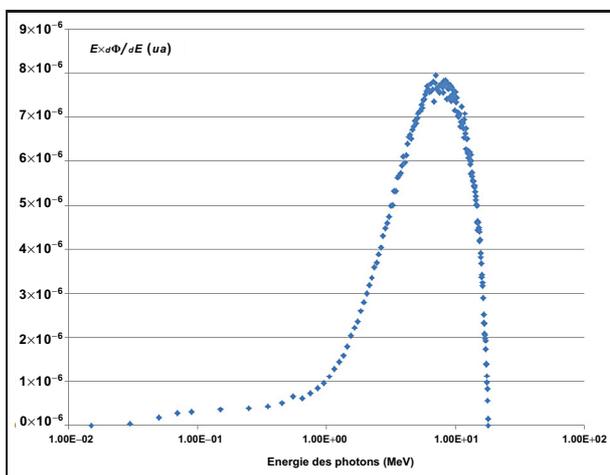


Fig. 4. – Distribution spectrale de la fluence des photons calculée à 100 cm de la cible sur l'axe du faisceau (représentation en unité de léthargie ($\log(E)$)).

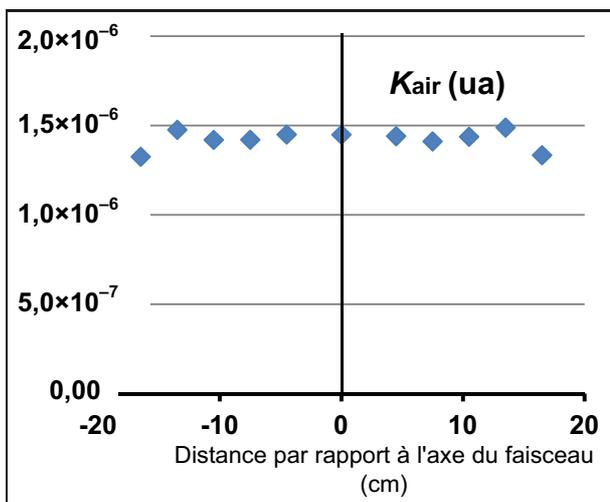


Fig. 5. – Profil horizontal du faisceau en K_{air} , à 1 m de l'entrée de la cible.

Pour déterminer le volume V de la chambre primaire, les dimensions des différentes pièces ont été mesurées. Pour vérifier le calcul de ce volume, les courants recueillis dans les mêmes conditions d'irradiation par cette chambre et par une autre chambre de référence de volume connu et réputée identique ont été mesurés et comparés.

Des mesures de caractérisation électrique du détecteur dans un faisceau isotopique de référence (^{60}Co) ont permis de s'assurer du bon fonctionnement de la chambre d'ionisation. Ainsi les facteurs de correction de recombinaison et de polarité mesurés dans ce faisceau sont proches de l'unité, respectivement égaux à 1,001 6 et 1,000 6, ce qui montre le bon fonctionnement électrique du détecteur.

La caractérisation de la chambre d'ionisation primaire s'est poursuivie dans le faisceau du LINAC lui-même. La tension de polarisation optimale correspondant au premier tiers du plateau du régime de chambre d'ionisation a été mesurée, elle est fixée à +850 V. La stabilité de sa réponse dans le temps a elle aussi été testée, elle est meilleure que 0,13 % et ne présente pas de dérive systématique. L'épaisseur de la paroi de graphite de la chambre (3 mm), suffisante pour assurer l'équilibre électronique dans un faisceau de ^{60}Co , ne l'est pas dans le faisceau du LINAC présentant une plus haute énergie. Ce problème est résolu par l'ajout d'un capuchon d'équilibre électronique en graphite dont l'épaisseur doit être déterminée. Pour cela, une série de mesures faites avec des capuchons d'équilibre électronique de différentes épaisseurs (7 mm, 17 mm et 27 mm) a permis de sélectionner l'épaisseur optimale : 27 mm. Toutes les mesures de référence ont par la suite été réalisées avec ce capuchon.

Une première évaluation du débit de kerma dans l'air du faisceau de l'accélérateur a été obtenue en effectuant une série de mesures avec cette chambre étalon. Conformément à la pratique habituelle sur ce type de machine, les mesures de courant d'ionisation ont été normalisées

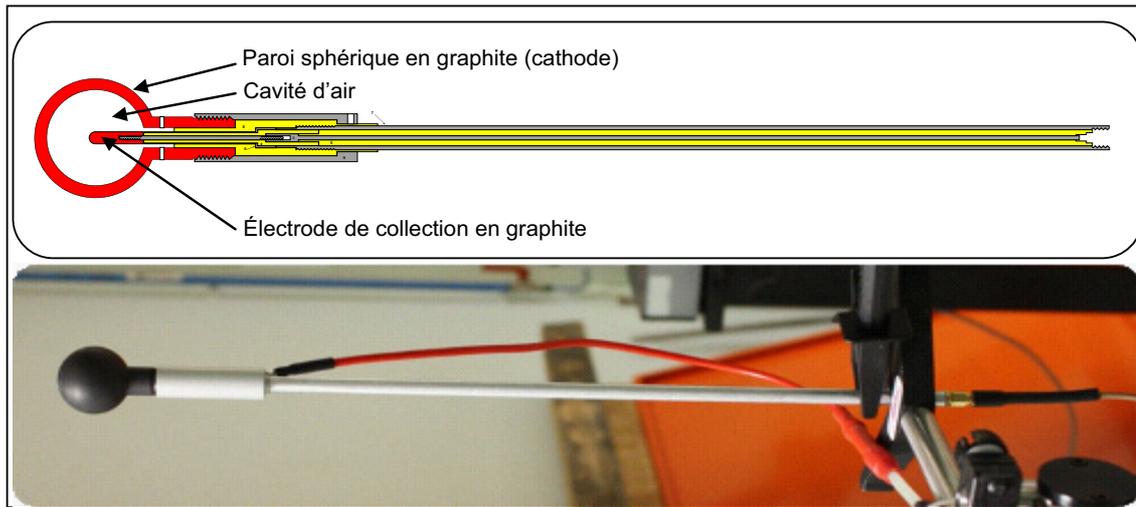


Fig. 6. – Schéma (coupe) et photographie de la chambre d'ionisation étalon de kerma dans l'air.

à l'indication du moniteur² de l'installation, exprimée en termes d'unité moniteur (UM), pour corriger de la fluctuation du débit du faisceau par unité de temps (moins de 0,067 %). Le débit de kerma dans l'air est alors mesuré en gray par UM. Il s'exprime par la relation (2) suivante :

$$\dot{K}_{\text{air/UM}} = Q_{\text{réf/UM}}^* \times \frac{1}{\rho_{\text{air}} V} \times \frac{W}{e} \times s_{\text{graphite,air}} \times (\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air,graphite}} \times \frac{1}{A_{\text{graphite}}} \times \frac{1}{1-\bar{g}} \quad (2)$$

avec :

- UM, la charge corrigée de la température, de la pression et de l'humidité de la chambre d'ionisation moniteur du LINAC, l'indice « /UM » ajouté au symbole d'une grandeur signifiant que cette quantité est divisée par la charge UM,
- $Q_{\text{réf}}^*$, la charge mesurée par la chambre de référence $Q_{\text{réf}}$, corrigée du courant de fuite et des conditions climatiques (température, pression, humidité), électriques (recombinaison, polarité), et du caractère non ponctuel de la chambre (diffusion dans le manche de la chambre, anisotropies radiale et axiale du faisceau),
- $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air,graphite}}$, le rapport des coefficients massiques d'absorption en énergie moyens de l'air et du graphite,
- $s_{\text{graphite,air}}$, le rapport des pouvoirs de ralentissement massiques par collision moyens du graphite et de l'air,
- A_{graphite} le facteur de correction de la perturbation due à la paroi en graphite (atténuation et diffusion des photons)
- \bar{g} la fraction de l'énergie cinétique initiale des électrons secondaires mis en mouvement par les photons et perdue sous forme radiative.

² Le système de monitoring du LINAC est constitué d'un ensemble de chambres d'ionisation très stables ajoutées à l'installation d'origine.

Tableau 1

Détermination de la référence en termes de kerma dans l'air.

Grandeur	Valeur	Incertitude type ($k = 1$, %)
$Q_{\text{réf/UM}}^*$ (C/UM)	$1,1015 \times 10^{-1}$	0,40
A_{graphite}	$9,485 \times 10^{-1}$	0,21
Volume (m ³)	$4,1405 \times 10^{-6}$	0,037
ρ_{air} (kg/m ³) (air sec, 20 °C, 1 013,25 hPa)	1,204 7	0,001
$W/e s_{\text{graphite,air}}$ (J/C)	32,18	0,93
$(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air,graphite}}$	1,038	1,5
$1/(1-\bar{g})$	1,024	1,4
\dot{K}_{air} (Gy/UM)	$7,96 \times 10^5$	2,3

Tableau 2

Facteurs de correction appliqués à la charge mesurée corrigée des conditions climatiques et incertitudes associées.

Coefficient	Valeur	Incertitude ($k = 1$, %)
Polarité, k_{pol}	1,000 6	0,051
Recombinaison, k_{rec}	1,001 6	0,097
Manche, k_{st}	0,999 7	0,32
Anisotropie radiale, k_{rn}	1,000 0	0,14
Anisotropie axiale, k_{an}	1,000 0	0,025

La valeur du débit de kerma obtenue et l'incertitude associée sont présentées dans le tableau 1, avec les valeurs des différents termes figurant dans l'expression ci-dessus et leurs incertitudes. L'incertitude type combinée du débit de kerma dans l'air est obtenue par combinaison quadratique des incertitudes associées à ces différents termes [5].

Le détail des valeurs des facteurs correctifs (autres que climatiques) à appliquer à $Q_{\text{réf}}$ et les incertitudes associées sont présentées dans le tableau 2.

Le débit exprimé en gray par unité de temps a été estimé en considérant le nombre moyen de charges

Tableau 3

Estimation du débit de kerma dans l'air, exprimé par unité de temps, mesuré sur l'installation.

Estimation		
Distance de mesure	Courant I (A)	\dot{K}_{air} (Gy/h)
1,45 m (référence)	$-7,925 \times 10^{-12}$	$2,064 (46) \times 10^{-1}$
3,45 m	$-1,398 \times 10^{-12}$	$3,641 (82) \times 10^{-2}$

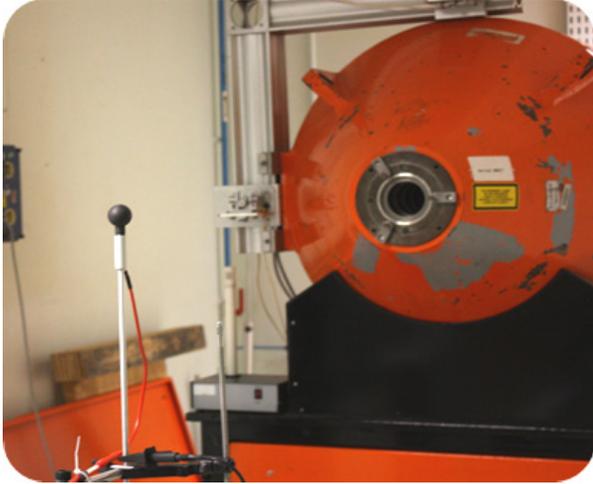


Fig. 7. – Chambre d'ionisation dans le faisceau de ^{60}Co du LNE-LNHB.

mesurées par le moniteur par minute (environ $4,32 \times 10^{-9} \text{ UM}\cdot\text{min}^{-1}$). Celui-ci est d'environ $200 \text{ mGy}\cdot\text{h}^{-1}$ à la distance de 1,45 m du point source virtuel du système. Les résultats sont résumés dans le tableau 3.

Disposant ainsi de la valeur de référence du débit de kerma dans l'air dans ce faisceau, on pourra en déduire la valeur des grandeurs opérationnelles de radioprotection à l'aide des coefficients de conversion décrits au paragraphe 5.

4. Réalisation et étalonnage du dosimètre de transfert pour le faisceau de photons de haute énergie pour la radioprotection

Une chambre d'ionisation dite de transfert, identique à la chambre d'ionisation primaire décrite au paragraphe précédent, a été fabriquée. Les mesures de courant pour l'étalonnage de cette chambre sont effectuées dans les mêmes conditions d'utilisation que la chambre d'ionisation de référence avec son capot d'équilibre électronique (épaisseur de 27 mm). Une étude du point de fonctionnement de cette chambre a été menée. De la même manière que précédemment, des études des effets de recombinaison, de polarité et de courant de fuite ont été réalisées afin de s'assurer de son bon fonctionnement.

Cette chambre a ensuite été étalonnée face au faisceau de ^{60}Co du LNE-LNHB (fig. 7). Le coefficient d'étalonnage obtenu est : $N_{K_{\text{air}},^{60}\text{Co}} = 7,66 \times 10^6 \text{ Gy}\cdot\text{C}^{-1}$, avec une incertitude élargie de 0,64 % ($k = 2$) [6]. Les mesures effectuées dans le faisceau de radioprotection du LINAC donnent un coefficient d'étalonnage $N_{K_{\text{air}},\text{LINAC}}$ égal à

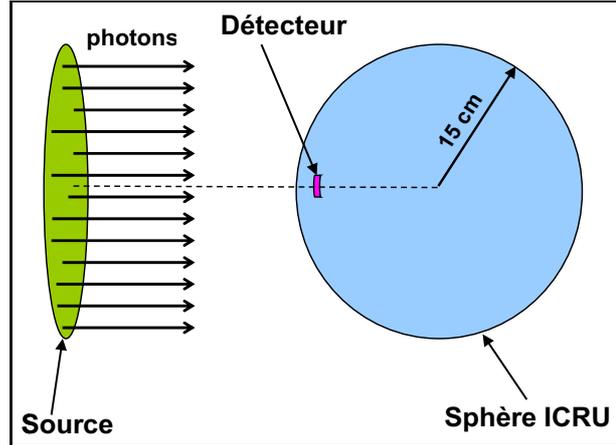


Fig. 8. – Schéma de la géométrie pour le calcul de $H^*(10)$.

$6,92 \times 10^6 \text{ Gy}\cdot\text{C}^{-1}$, avec une incertitude élargie de 4,5 % ($k = 2$) [7].

5. Coefficients de conversion des grandeurs dosimétriques vers les grandeurs opérationnelles

Les grandeurs opérationnelles (équivalent de dose) utilisées pour les besoins de la radioprotection sont obtenues en multipliant le kerma dans l'air par des coefficients de conversion, notés h , calculés au moyen de simulations Monte-Carlo. Ces simulations permettent de suivre les photons et les particules secondaires dans des géométries en trois dimensions, comprenant une source de photons et un fantôme de forme simplifiée en matériau équivalent tissu ICRU, le tout placé dans le vide. Dans le cas qui nous intéresse ici, il s'agit d'une sphère de diamètre 30 cm pour l'équivalent de dose ambiant, noté $H^*(d)$ et d'un parallélépipède de $(30 \times 30 \times 15) \text{ cm}^3$ pour l'équivalent de dose individuel, noté $H_p(d)$. Dans les deux cas la profondeur d est égale à 10 mm.

Les coefficients de conversion pour des faisceaux de photons monocinétiques publiés dans la littérature (rapport ICRU-57) ne concernent que les photons monocinétiques jusqu'à 10 MeV [8]. Il a été nécessaire de calculer les valeurs de ces coefficients pour les énergies supérieures, jusqu'à 20 MeV, afin de couvrir l'ensemble du spectre des photons de rayonnement de freinage obtenu sur le LINAC muni du dispositif « cible-filtre-égalisateur » décrit dans les paragraphes précédents [9].

Les géométries de calcul des coefficients de passage $h_k^*(10)$ vers l'équivalent de dose ambiant à 10 mm de profondeur, $H^*(10)$, et $h_{k,p}(10)$ vers l'équivalent de dose individuel à 10 mm de profondeur, $H_p(10)$, sont présentées respectivement sur les figures 8 et 9. Ces coefficients de passage, exprimés en sievert par gray ($\text{Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}$), sont calculés à partir des relations suivantes : $h_k^*(10) = \frac{H^*(10)/\Phi}{K_{\text{air}}/\Phi}$ et $h_{k,p}(10) = \frac{H_p(10)/\Phi}{K_{\text{air}}/\Phi}$.

Les calculs ont été réalisés au laboratoire avec les codes MCNP5 et PENELOPE 2008. Le code de calcul MCNP5 utilise les bibliothèques récentes de sections

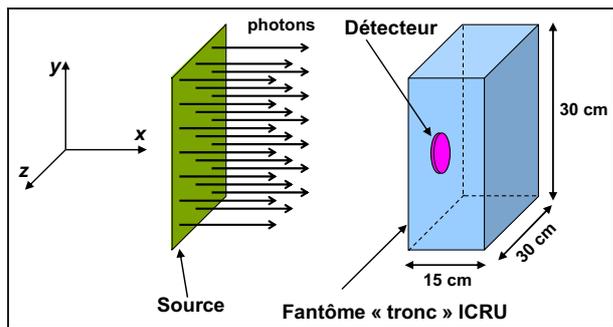


Fig. 9. – Schéma de la géométrie pour le calcul de $H_p(10)$.

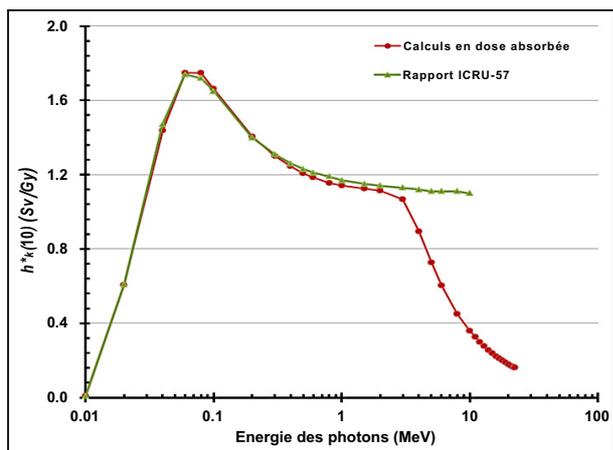


Fig. 10. – Coefficient $h_k^*(10)$, en fonction de l'énergie des photons incidents : valeurs obtenues avec $H^*(10)$ calculé sans approximation, comparées aux valeurs du rapport ICRU-57.

efficaces suivantes : MCPLIB04 pour les photons, et EL03 pour les électrons [10]. Les sections efficaces photoélectriques utilisées par la version de 2008 du code PENELope sont celles de la bibliothèque EPDL 97 [11, 12]. Tous les résultats de calculs présentent une incertitude de « convergence mathématique » inférieure à 0,5 %.

Les coefficients de conversion du rapport ICRU 57 présentent un bon accord avec ceux calculés pour ce travail jusqu'à environ 3 MeV, puis un écart croissant apparaît à mesure que l'énergie des photons augmente (fig. 10 et 11). Cet écart est dû au mode de calcul des coefficients de conversion. En effet, les calculs de l'ICRU 57 ont été réalisés en assimilant dose absorbée et kerma corrigé du rayonnement de freinage au point de mesure. Cette approximation, couramment appelée « approximation kerma » ne modélise pas le transport des électrons secondaires mis en mouvement, c'est-à-dire que lors de chaque interaction d'un photon, on considère que toute l'énergie qu'il transfère à un électron est absorbée sur place à l'exception de l'énergie perdue par les électrons pendant leur ralentissement sous forme radiative (bremsstrahlung). Cette approximation est licite dans les conditions d'équilibre électronique, c'est-à-dire lorsque la portée des électrons est inférieure à la profondeur d du point où sont déterminés les équivalents de dose dans le

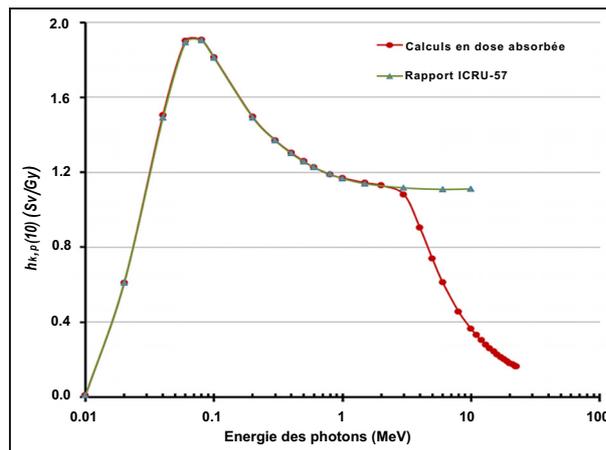


Fig. 11. – Coefficient $h_{k,p}(10)$, en fonction de l'énergie des photons incidents : valeurs obtenues avec $H_p(10)$ calculé sans approximation, comparées aux valeurs du rapport ICRU-57 [8].

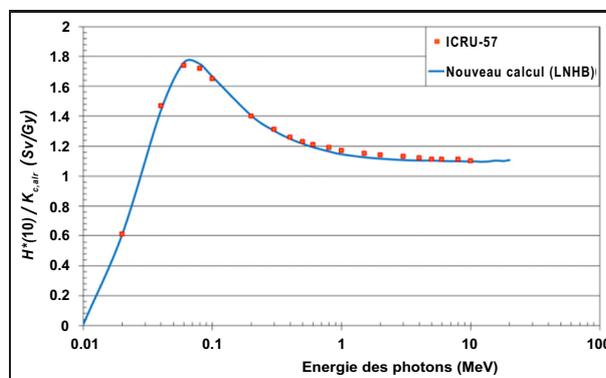


Fig. 12. – Coefficient $h_k^*(10)$, en fonction de l'énergie des photons incidents : valeurs obtenues avec $H^*(10)$ calculé en « approximation kerma » corrigé du rayonnement de freinage, comparées aux valeurs du rapport ICRU-57 [8].

fantôme. À la profondeur de 10 mm utilisée pour les équivalents de dose ambiant et individuel, la limite de validité de l'approximation kerma se situe entre 2 MeV et 3 MeV, et l'écart avec les données de l'ICRU57 augmente donc naturellement au-delà de cette limite.

Afin de confirmer cette explication, une seconde série de calculs Monte-Carlo a été réalisée avec l'approximation kerma au-delà de 2 MeV. La figure 11 montre alors que les données calculées par le LNE-LNHB sont en bon accord avec celles du rapport de l'ICRU 57 [8].

Les coefficients de conversion moyens du kerma dans l'air, K_{air} , vers $H^*(10)$ et $H_p(10)$, pour les spectres en énergie correspondant aux champs de rayonnement produits sur le LINAC muni de son dispositif « cible-filtre-égalisateur » sont obtenus à partir des coefficients mono-énergétiques représentés sur les figures 10 à 13 et de la distribution en énergie de la fluence des photons. Ils sont indiqués dans le tableau 4 et leur incertitude associée est égale à 2 % ($k = 2$).

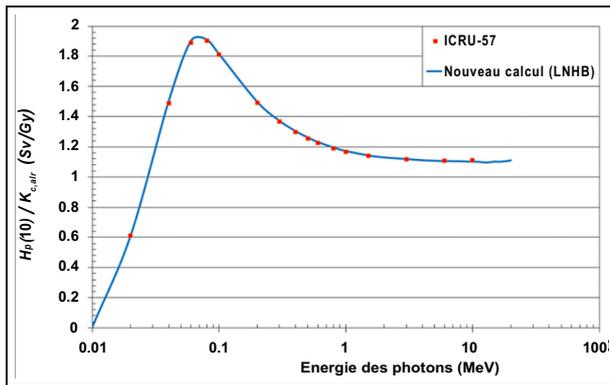


Fig. 13. – Coefficient $h_{k,p}(10)$, en fonction de l'énergie des photons incidents : valeurs obtenues avec $H_p(10)$ calculé en « approximation kerma » corrigé du rayonnement de freinage, comparées aux valeurs du rapport ICRU-57 [2].

Tableau 4

Valeurs moyennes des coefficients de conversion obtenus à partir des valeurs individuelles des coefficients mono-énergétiques pour le spectre du faisceau de radioprotection.

Conditions de calcul	Kerma tissu total et kerma air collision (modèle ICRU-57) (fig. 12 et 13)	Dose absorbée dans le tissu et kerma air total (fig. 10 et 11)
$h_k^*(10)$ (Sv·Gy ⁻¹)	1,103	0,535
$h_{k,p}(10)$ (Sv·Gy ⁻¹)	1,108	0,544

Ces coefficients ont été comparés aux coefficients de conversion mono-énergétiques. Les valeurs du tableau 4 obtenues avec l'approximation kerma sont proches de celles tabulées pour une énergie de photons de 6 MeV, pour laquelle on a, en approximation kerma : $h_k^*(10) = 1,076 \text{ Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}$, $h_{k,p}(10) = 1,080 \text{ Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}$, confirmant ainsi nos calculs d'énergie moyenne. Ces résultats valident le choix du dispositif monté sur le LINAC en regard de l'objectif initial de créer un faisceau de photons dont les caractéristiques pour les applications de radioprotection soient proches de celles d'un faisceau mono-énergétique de 6 MeV–7 MeV.

6. Conclusions et perspectives

Il n'y avait pas de faisceau de photons de référence pour la radioprotection disponible en France pour les énergies supérieures à 1,33 MeV. La nouvelle référence décrite dans cet article permet d'étendre les possibilités d'étalonnage et de test de type des dosimètres utilisés en radioprotection du LNE-LNHB pour les énergies entre 6 MeV et 7 MeV.

La dissémination des références au niveau international dans le plus grand nombre possible de pays est un facteur essentiel permettant la comparaison des résultats.

Ce n'est pas le cas aujourd'hui avec les procédés de production qui nécessitent des moyens « lourds » et coûteux (réacteurs pile piscine). La mise au point par le LNE-LNHB d'une nouvelle technique de production à partir d'un LINAC médical et son intégration future dans les spécifications des normes ISO, devraient contribuer à une « démocratisation » des moyens d'étalonnage pour les hautes énergies. Cela peut s'avérer utile dans la mesure où des tests en aveugle des performances des services de dosimétrie dans ce domaine ont montré des variations de la réponse des dosimètres supérieures aux marges d'erreur acceptées en dosimétrie de routine [13].

Grâce à ce nouveau faisceau de référence, il est actuellement possible d'étalonner des dosimètres passifs intégrateurs (TLD, OSL, etc.) ainsi que des chambres d'ionisation. Cependant, en raison du débit de kerma dans l'air instantané encore très élevé dû au mode pulsé du faisceau délivré par le LINAC, l'étalonnage de certains dosimètres actifs pose problème. La modification du faisceau d'électrons et/ou de la cible de conversion pourrait conduire à une diminution du débit, cependant il est aujourd'hui d'ores et déjà possible de transférer cette référence à un laboratoire d'étalonnage qui dispose de faisceaux de haute énergie comme le Centre d'Etudes Nucléaires de Bordeaux Gradignan (CENBG, CNRS, IN2P3).

Références

- [1] NF ISO 4037-1, Afnor, décembre 1988 et NF ISO 4037-2,3 Afnor, juillet 2000.
- [2] "Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement", Rapport ICRU, 44, 1989.
- [3] KAT L. et PENFOLD A.S., "Range-energy relations for electrons and the determination of beta-ray end-Point energies by absorption", *Rev. Mod. Phys.*, **24**, 1952, 28-44.
- [4] DUSCIAC D., BOUDIBA M., BORDY J.-M. et DAURES J., « Étude pour l'établissement d'une référence de faisceaux photoniques de haute énergie pour la radioprotection », *Congrès de la Société Française de Radioprotection (SFRP)*, Bordeaux, France, juin 2013.
- [5] « Évaluation des données de mesure – Guide pour l'expression de l'incertitude de mesure (GUM 1995 avec des corrections mineures) », JCGM 100:2008, *BIPM*.
- [6] Certificat d'étalonnage LNHB N° 103 141, « Étalonnage de la SP005 en kerma dans l'air au Co-60 », 2014.
- [7] Certificat d'étalonnage LNHB N° 103 142, « Étalonnage de la SP005 en kerma dans l'air à DELPHES », 2014.
- [8] "Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation", Rapport ICRU, 57, 1998.
- [9] DUSCIAC D., BORDY J.-M. et DAURES J., « Calcul des coefficients de conversion du kerma dans l'air à l'équivalent de dose ambiante $H^*(10)$ et individuel $H_p(10)$ pour les photons de 10 keV à 22,4 MeV », *Congrès de la Société Française de Radioprotection (SFRP)*, Tours, France, juin 2011.

- [10] X-5 Monte-Carlo team, "A general N-particle transport code, Version 5", Volume I: Overview and Theory, LA-UR-03-1987, avril 2003.
- [11] "LLNL Evaluated Photon Data Library (EPDL)", UCRL-50400, 6, Rev. 5, 1997.
- [12] "Penelope 2006, A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport", Workshop proceedings, Barcelone, Espagne, 4-7 juillet 2006.
- [13] BORDY J.-M. et al., "Performance test of dosimetric services in the EU member states and Switzerland for the routine assessment of individual doses (photon, beta and neutron)", *Radiation Protection Dosimetry*, **89**, 2000, 107-154.

Article reçu le 19 novembre 2015, version révisée reçue le 16 juin 2016.