

# CALCUL DES COEFFICIENTS DE CONVERSION $H_p(3)/K_{air}$ AU MOYEN DU CODE DE MONTE-CARLO PENELOPE ET COMPARAISON AVEC LES RESULTATS DE CALCULS MCNP

J. Daures, J. Gouriou, JM. Bordy

CEA, LIST, Laboratoire National Henri Becquerel (LNE-LNHB),  
F-91191 Gif-sur-Yvette, France.

## Résumé

L'équivalent de dose individuel à la profondeur de 3 mm  $H_p(3)$ , est la grandeur de opérationnelle pour la dosimétrie du cristallin en radioprotection, organe particulièrement exposé dans les domaines de la radiologie interventionnelle.. Cependant, son coefficient de conversion à partir du kerma dans l'air n'a pas été tabulé pour les photons dans le rapport 57 de l'ICRU [1], contrairement aux grandeurs  $H_p(0,07)$  et  $H_p(10)$ .

Pour palier à ce manque de données, le coefficient de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  qui permet de déterminer l'équivalent de dose  $H_p(3)$  à partir de la valeur mesurée du kerma dans l'air a donc été calculé dans le cadre du projet ORAMED [2] dont l'un des groupes de travail est en charge des études sur la dosimétrie du cristallin dans le domaine de la radiologie interventionnelle.

La première partie de l'étude a porté sur la définition du fantôme. Le fantôme utilisé pour ces calculs est un cylindre droit de 20 cm de diamètre et 20 cm de hauteur constitué de tissu 4-éléments. Ce fantôme n'est pas un des fantômes recommandé par l'ICRU, il a été choisi dans le cadre du groupe de travail ORAMED comme étant plus représentatif de la « géométrie » de la tête plutôt que le fantôme ISO plaque habituellement utilisé. Les calculs des coefficients de conversion ont été réalisés dans ces conditions.

Les calculs effectués à l'aide du code MCNP on été réalisés par l'ENEA, Italie [3]. Le code PENELOPE [4] a été utilisé par le LNHB. Les calculs ont été effectués pour des angles d'incidence compris entre 0 et 180 degrés.

La gamme d'énergie n'a pas été restreinte au domaine de la radiologie/cardiologie interventionnelle (20 keV – 110 keV) mais s'étend jusqu'à 10 MeV ainsi que dans l'ICRU 57 pour tous les coefficients de conversion.

Les résultats des coefficients de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  obtenus à l'aide de ces deux codes de calcul de Monté-Carlo sont comparés et analysés dans le cadre de cette présentation.

Il apparaît que les valeurs des coefficients de conversions calculés à l'aide du code MCNP et du code PENELOPE dans l'hypothèse de l'approximation kerma sont équivalents. Lorsque  $H_p(3)$  est calculé en termes de dose absorbée en suivant le parcours des électrons jusqu'à 1 ou 10 keV comme le permet le code PENELOPE et pour des énergies de photons supérieures à 1 MeV, les valeurs diffèrent des précédentes. Dans ce cas, la profondeur de mise à l'équilibre électronique n'est pas atteinte et il n'est plus possible de conserver l'hypothèse de l'approximation kerma.

## 1 Introduction

L'équivalent de dose individuel à la profondeur de 3 mm  $H_p(3)$ , est la grandeur de radioprotection utile pour la dosimétrie du cristallin en radioprotection. Cependant, son coefficient de conversion à partir du kerma dans l'air n'a pas été tabulé pour les photons

dans le rapport 57 de l'ICRU [1], contrairement aux grandeurs  $H_p(0,07)$  et  $H_p(10)$ . L'équivalent de dose à la profondeur de 3 mm est utilisé pour la dosimétrie du cristallin, organe sensible en particulier dans les domaines de la radiologie/cardiologie interventionnelle.

Pour palier à ce manque de données, le coefficient de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  a donc été calculé dans le cadre du projet ORAMED dont l'un des groupes de travail est en charge des études sur la dosimétrie du cristallin dans le domaine de la radiologie interventionnelle.

La première partie de l'étude a porté sur la définition d'un fantôme, défini dans le cadre du groupe de travail 2 de ORAMED, mieux adapté à la dosimétrie du cristallin que le fantôme parallélépipédique  $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$  utilisé pour les équivalents de dose individuels à 0,07 et 10 cm de profondeur. Le fantôme retenu est un cylindre droit de 20 cm de diamètre et 20 cm de hauteur qui, pour le calcul des coefficients de conversion, est constitué de tissu 4-éléments de  $1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$  de masse volumique. Les calculs des coefficients de conversions ont été réalisés dans à la profondeur de 3 mm dans ce nouveau fantôme.

Les calculs ont été effectués d'une part à l'aide du code MCNP par l'ENEA, Italie [3] et d'autre part avec le code PENELOPE [4] au LNHB. Les calculs ont été effectués pour des angles d'incidence compris entre 0 et 180 degrés par pas de 15 degrés. Dans le cas des calculs effectués avec le code PENELOPE, deux méthodes de simulations ont été utilisées selon que le transport des électrons était ou non pris en compte.

La gamme d'énergie des photons n'a pas été restreinte au domaine de la radiologie/cardiologie interventionnelle (20 – 110 keV) mais s'étend jusqu'à 10 MeV ainsi que dans l'ICRU 57 pour tous les coefficients de conversion.

## 2 Matériel et méthodes

Au LNHB, les simulations ont été effectuées à l'aide de code PENELOPE adapté au calcul parallélisé [5] et utilisé sur la base d'un cluster de 112 processeurs (2,8 MHz).

Le calcul du coefficient de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  implique d'une part le calcul de  $H_p(3)$  à la profondeur de 3 mm dans le fantôme et d'autre part le calcul du kerma dans l'air  $K_{air}$ , au même point, en l'absence de fantôme dans le même champ de photons unidirectionnel expansé et dans le vide.

### 2.1 Calcul de $H_p(3)$

L'équivalent de dose,  $H$ , est défini dans les publications 51 de l'ICRU[6] par la relation :

$$H = D \cdot Q$$

où  $D$  est la dose absorbée en un point du tissu spécifié et  $Q$  est le facteur de qualité pour le rayonnement spécifié. L'unité pour la grandeur équivalent de dose est le sievert (Sv); l'unité pour la dose absorbée est le gray (Gy).

Dans le cas des rayonnements photoniques, le facteur de qualité est pris égal à l'unité, considérant que dans toute la gamme d'énergie considérée le transfert linéique d'énergie est faible.

L'équivalent de dose individuel  $H_p(3)$  est donc égal à la dose absorbée dans le tissu ICRU 4-éléments à la profondeur de 3 mm en dessous de la surface.

Le fantôme est de forme cylindrique d'une hauteur de 20 cm et de 20 cm de diamètre constitué en matériau tissu ICRU 4-éléments d'une masse volumique de  $1 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$  et dont la composition massique correspond à 76,2% d'oxygène, 11,1% de carbone, 0,1% d'hydrogène et 2,6% d'azote.

Le fantôme est entièrement irradié par un champ de photons parallèle expansé d'une taille de 20 cm x 20 cm.

Les simulations ont été effectuées pour des photons mono énergétiques de 20 keV jusqu'à 10 MeV ainsi qu'il est d'usage dans les publications de l'ICRU concernant les coefficients de conversion  $H_p(0.07)/K_{air}$  and  $H_p(10)/K_{air}$ .

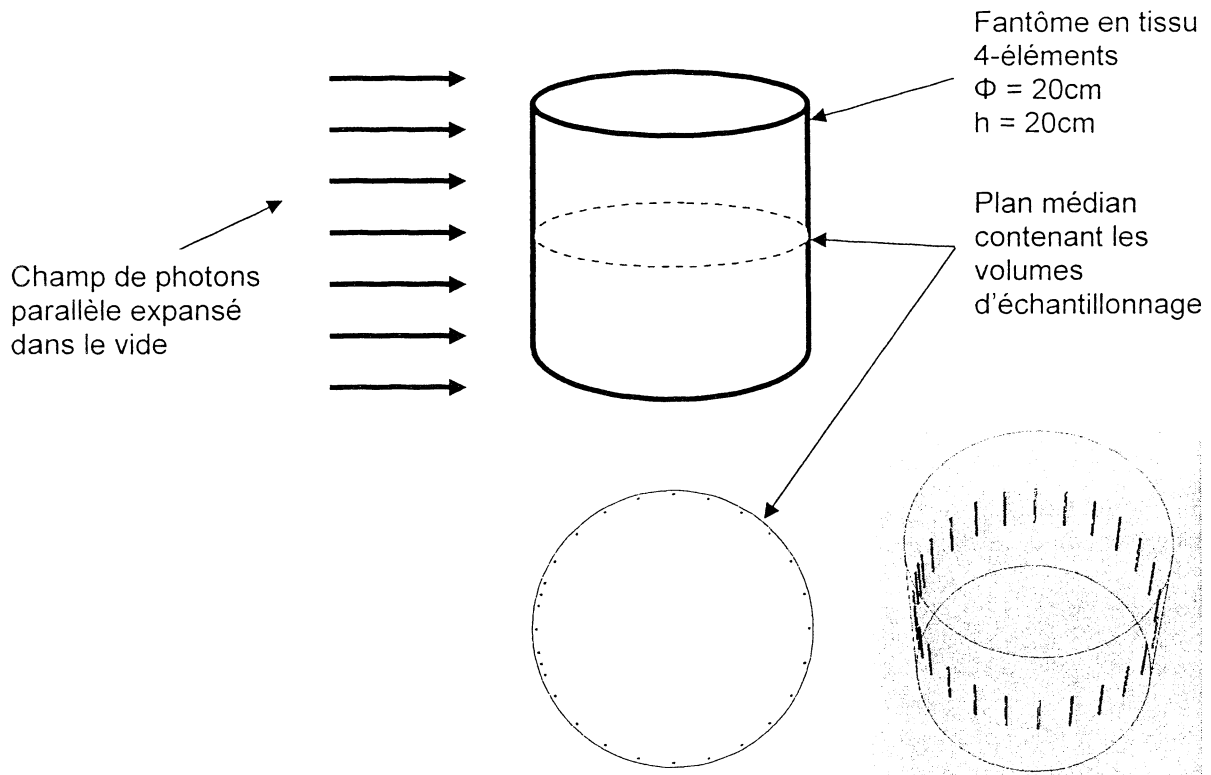


Figure 1 : Schema de la géométrie pour les calculs de  $H_p(3)$ .

Le centre des volumes d'échantillonnage pour la détermination de la dose absorbée est placé à 3 mm sous la surface du fantôme, sur la plan médian et sont positionnés tous les 15 degrés. Ils ont pour dimension 5 cm de hauteur, 0,5 mm d'épaisseur et leur largeur correspond à un angle de 0,4 degré.

Les calculs ont été effectués selon deux modes en agissant sur les paramètres de PENELOPE qui régissent le suivi des particules secondaires chargées (électrons et positrons) produites par les photons.

En mode approximation kerma, les valeurs des énergies de coupures  $E_{abs}(1)$  pour les électrons et  $E_{abs}(2)$  pour les positrons sont prises supérieures à l'énergie maximale que ces particules peuvent acquérir. Alors toute l'énergie transférée par les photons aux particules secondaires chargées est absorbée dans le milieu au point d'interaction, ce qui correspond parfaitement à la définition du kerma.

En mode dit "Dose", les valeurs des énergies de coupures  $E_{abs}(1)$  pour les électrons et  $E_{abs}(2)$  pour les positrons sont faibles, de 1 à 10 keV. Alors la perte d'énergie des particules secondaires chargées est détaillée tout au long de leur parcours, ce qui permet un calcul plus précis de la dose absorbée.

## 2.2 Calcul de $K_{air}$

Les valeurs du  $K_{air}$  par unité de fluence sont donnés dans le rapport 57 de l'ICRU [1]. Il peut aussi être calculé à partir du coefficient massique de transfert en énergie  $(\mu_{tr}/\rho)_{air}$  déterminé à partir des valeurs publiées par Hubbell [7] en appliquant la relation suivante :

$$K_{air} / \Phi = E \cdot (\mu_{tr} / \rho)_{air}$$

Cependant, dans un souci de cohérence, les calculs ont également été effectués avec PENELOPE en utilisant les mêmes sections efficaces. Les paramètres de suivi des électrons sont identiques à ceux décrits précédemment dans le mode kerma.

Les calculs ont été effectués dans l'air, sans fantôme, conformément à la définition du facteur de conversion.

## 3 Résultats

Les facteurs de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  sont les rapports des deux quantités  $H_p(3)$  et  $K_{air}$  dont les méthodes de calcul ont été explicitées dans le chapitre précédent.

Les résultats complets sont publiés dans le rapport CEA-R-6235 [8] dont un extrait est présenté dans cet article.

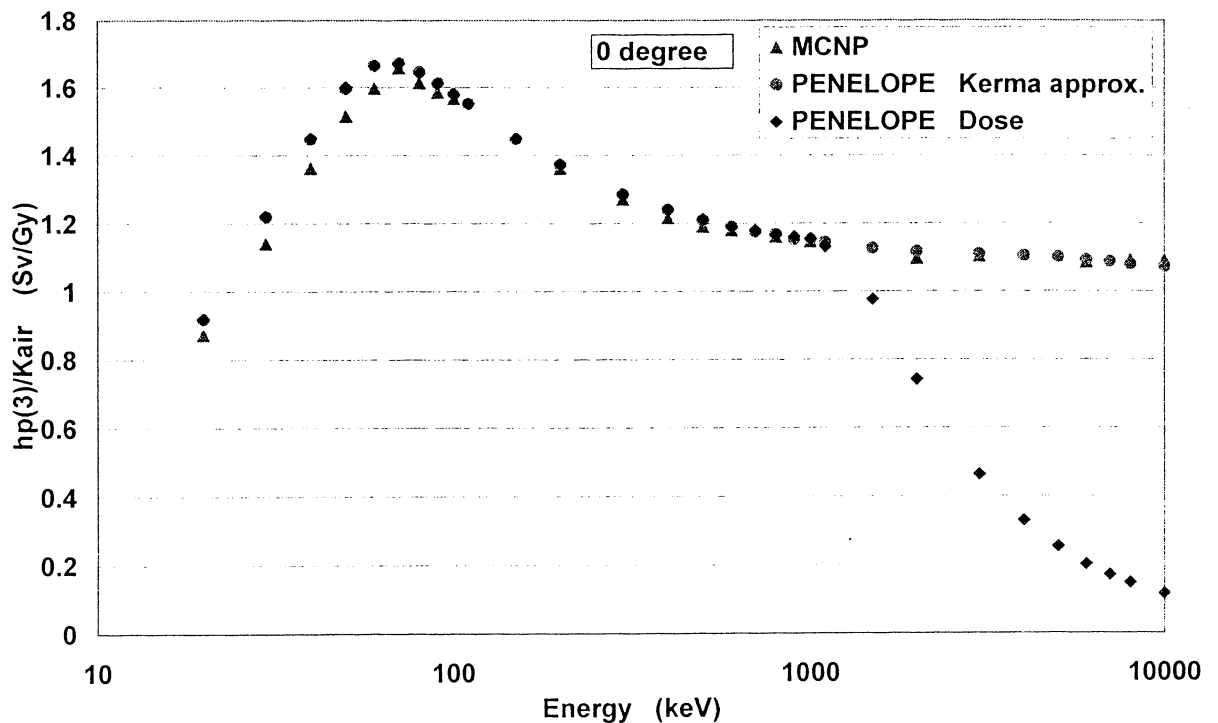


Figure 2 : coefficient de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  en fonction de l'énergie des photons à 0 degrés en fonction de l'angle d'incidence.

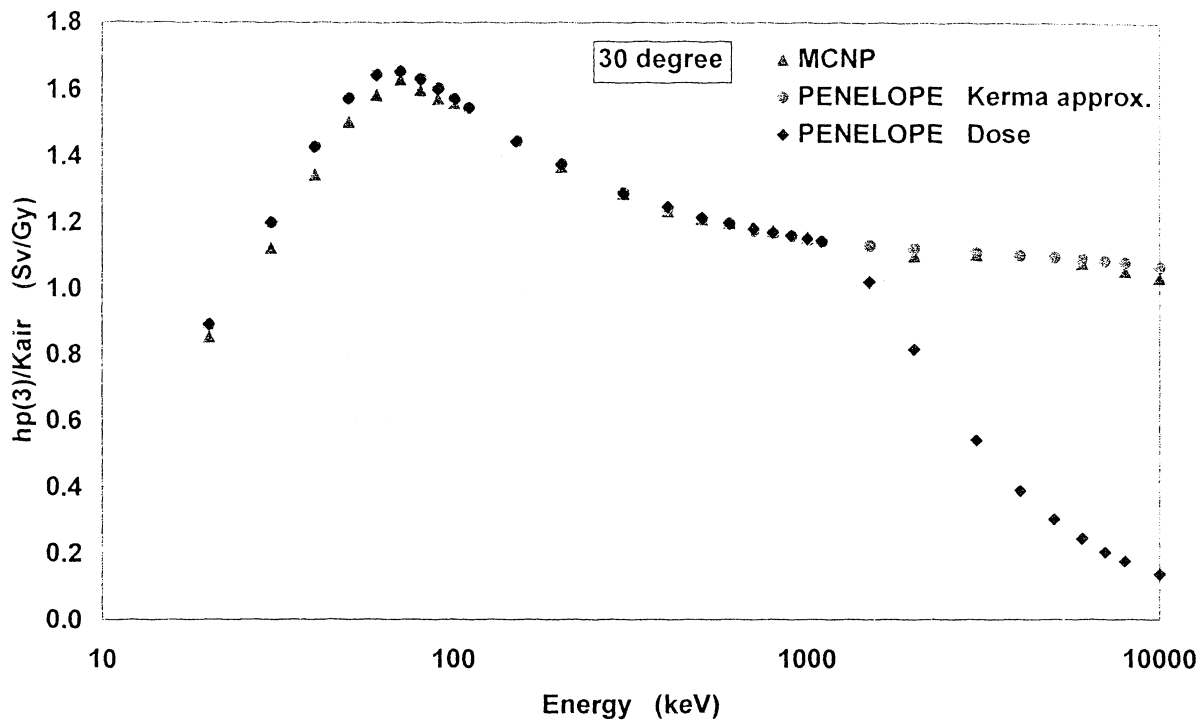


Figure 3 : coefficient de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  en fonction de l'énergie des photons à 30 degrés en fonction de l'angle d'incidence.

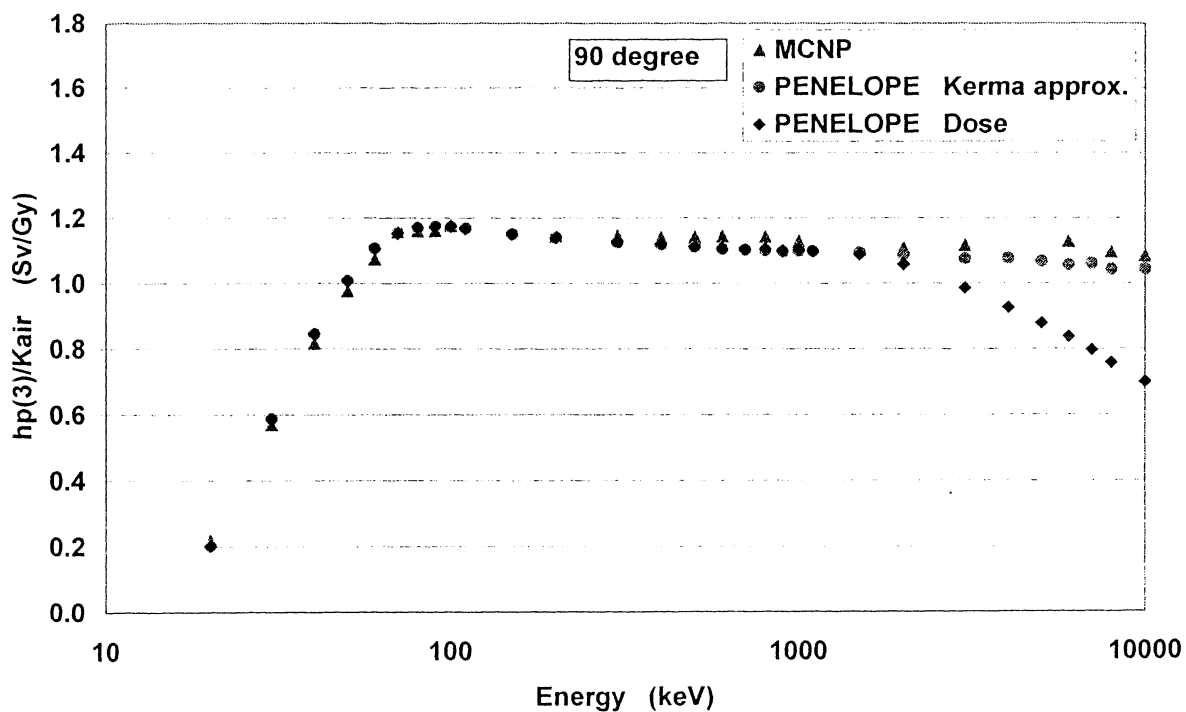


Figure 4 : coefficient de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  en fonction de l'énergie des photons à 90 degrés en fonction de l'angle d'incidence.

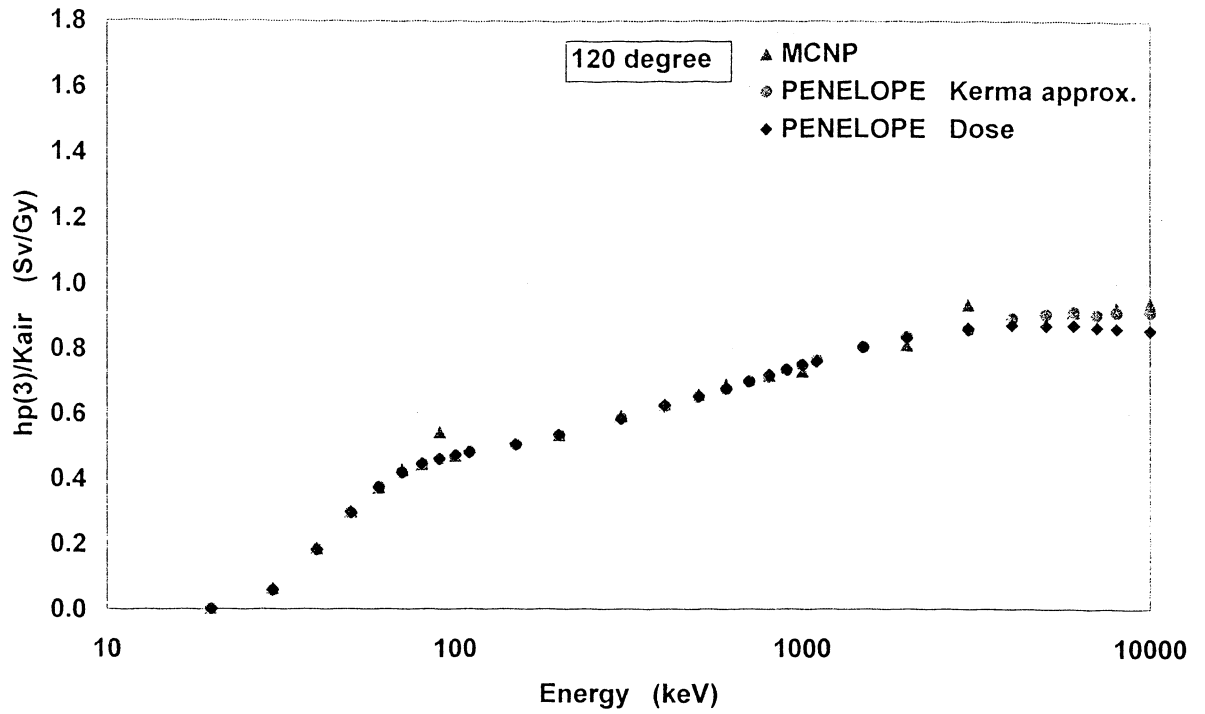


Figure 5 : coefficient de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  en fonction de l'énergie des photons à 120 degrés en fonction de l'angle d'incidence.

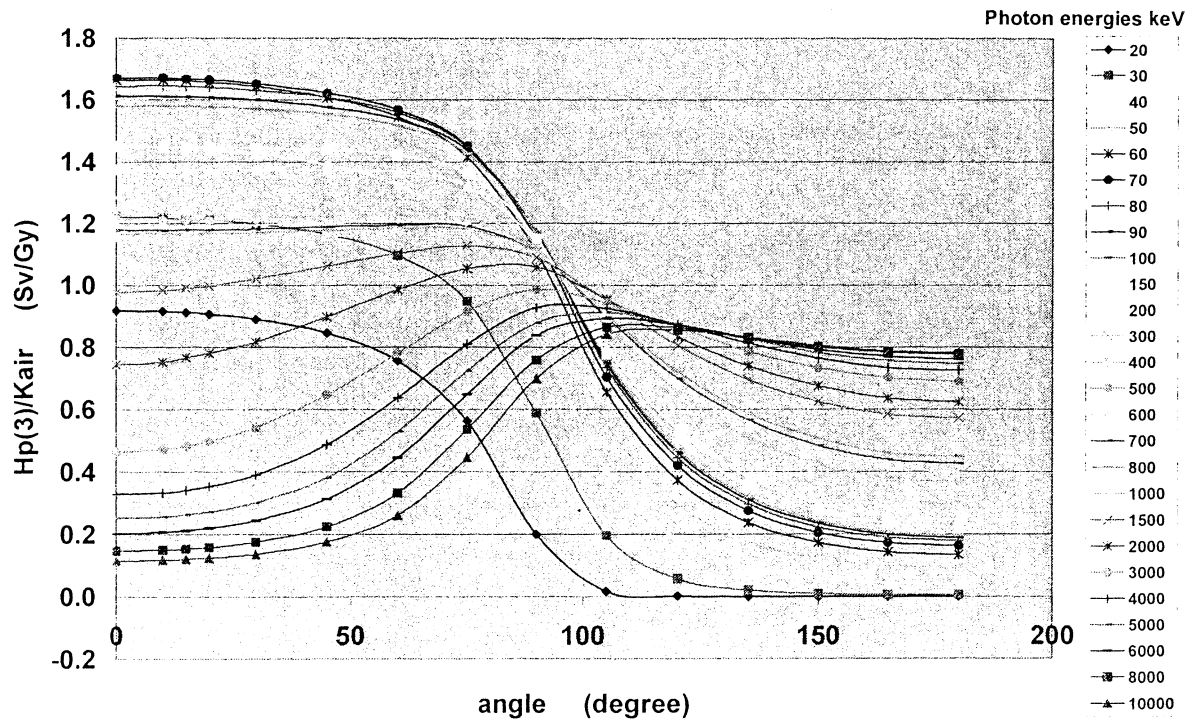


Figure 6: coefficient de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  en fonction de l'angle d'incidence de 0 to 180 degrés calculé en termes de dose absorbée à l'aide du code de Monté-Carlo PENELOPE

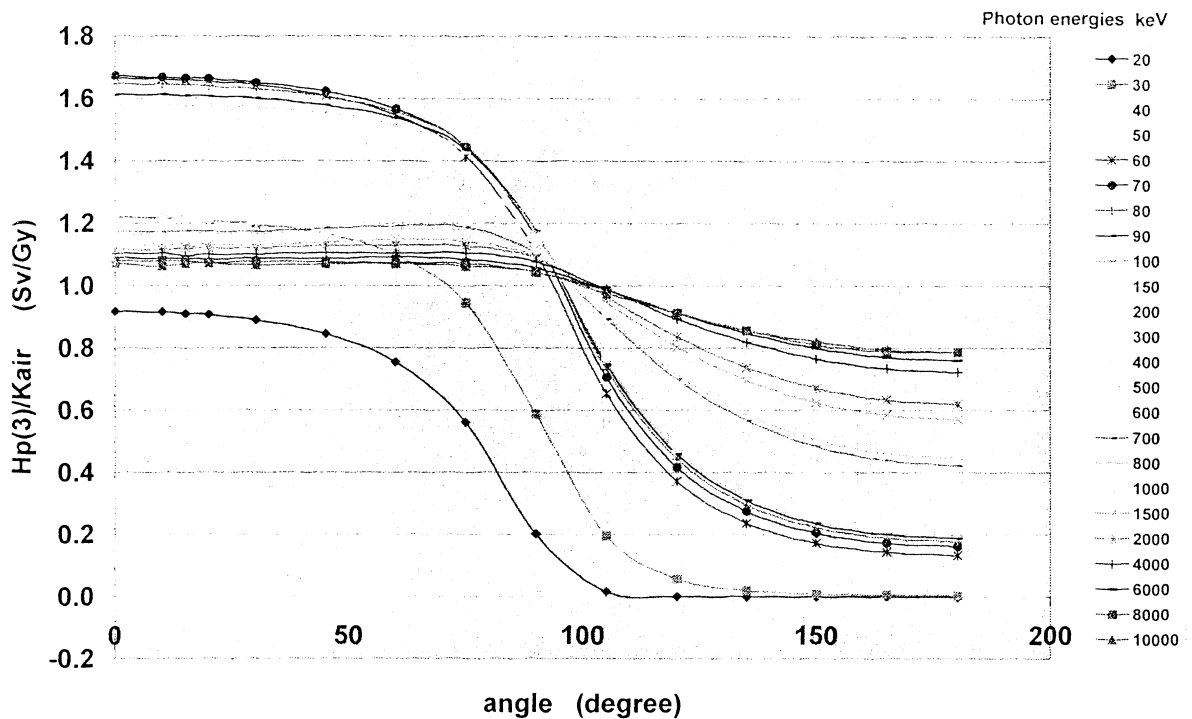


Figure 7: coefficient de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  en fonction de l'angle d'incidence de 0 to 180 degrés calculé en termes d'approximation kerma à l'aide du code de Monté-Carlo PENELOPE

#### 4 Discussion

Dans les figures 2 à 5, il apparaît que les résultats des coefficients de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  obtenus avec le code de Monte-Carlo PENELOPE en approximation kerma et le code MCNP sont sensiblement équivalents. Les calculs MCNP ont été effectués avec le "tally F6", ce qui correspond à l'approximation kerma. Ainsi, en prenant les mêmes hypothèses de calcul, les résultats obtenus sont cohérents entre eux.

Dans ces mêmes figures sont également reportés les résultats provenant des calculs PENELOPE sans l'hypothèse restrictive concernant le transport des particules secondaires chargées c'est-à-dire en termes de dose absorbée et non d'approximation kerma. Dans ce cas les résultats s'écartent des valeurs relatives à l'approximation kerma à partir de 1 MeV. Pour un angle d'incidence de 0 degré et une énergie de 10 MeV par exemple, le résultat en dose absorbée ne correspond qu'à 20% de la valeur en approximation kerma. Plus l'angle d'incidence augmente moins l'effet est important du fait de l'épaisseur traversée croissante, ce qui assure une meilleure mise à l'équilibre électronique.

Les figures 6 et 7 résument les variations des coefficients de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  en fonction de l'énergie et de l'angle d'incidence, la première en termes de dose absorbée, la seconde en approximation kerma.

#### 5 Conclusions

A l'occasion du calcul des coefficients de conversion  $H_p(3)/K_{air}$  et en étendant la gamme d'énergie des photons au delà du MeV, nous avons pu mettre en évidence que les codes de calcul PENELOPE et MCNP produisent sensiblement les mêmes résultats lorsque les mêmes hypothèses de calculs sont utilisées (approximation kerma). Cependant il convient d'être particulièrement vigilant sur le choix du mode de calcul du dépôt d'énergie en particulier des énergies de coupures des particules secondaires chargées qui régissent la

prise en compte du transport de ces particules. Avec les progrès des codes de Monte-Carlo et des matériels informatiques, il est souhaitable d'effectuer au moins quelques essais pour évaluer la validité des hypothèses, particulièrement à haute énergie concernant les épaisseurs de mise à l'équilibre électronique. Nous avons constaté que pour les énergies supérieures à 1 MeV, l'influence de la mise à l'équilibre électronique était significative dès 1 MeV. Il est évident qu'à plus faible profondeur, l'effet est constaté pour de plus faibles énergies de photons.

## REFERENCES

- [1] ICRU Report 57:1998, Conversion coefficients for use in radiation protection against external radiation.
- [2] ORAMED Contract FP7 Grant Agreement 211361, Bruxelles 2008.
- [3] F. Marriotti, G. Gualdrini. ORAMED Project Eye-Lens Dosimetry. A new approach to define the operational quantity  $H_p(3)$ . ENEA Report RT/2009/1/BAS
- [4] Francesc Salvat, José M. Fernández-Varea and Josep Sempau PENELOPE-2006: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport
- [5] F. TOLA, B. POUMAREDE, B. HABIB, M. GMAR. Optimization of Monte Carlo Codes PENELOPE 2006 and PENFAST by parallelization and variance reduction implementation OPTIMIZATION OF MONTE CARLO CODES PENELOPE 2006 AND PENFAST BY PARALLELIZATION AND REDUCTION VARIANCE IMPLEMENTATION .. Second European Workshop on Monte Carlo Treatment planning. Cardiff 19-21 October MCTP 2009.
- [6] ICRU Report 51: 1993 Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry.
- [7] J.H.Hubbell, S.M.Seltzer : Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients, NISTIR 5632, Gaithersburg, MD: National Institute of Standards and Technology, 1995.
- [8] J. Daures, J. Gouriou et Jean-Marc Bordy : Conversion coefficients from air kerma to personal dose equivalent  $H_p(3)$  for eye-lens dosimetry. Rapport CEA-R-6235. décembre 2009

Cette étude a été effectuée dans le cadre du projet collaboratif ORAMED « Optimization of Radiation Protection of Medical Staff » du 7<sup>ème</sup> EU programme cadre, Euratom, n° 211361.