

ÉNERGIE DÉPOSÉE AUTOUR D'UNE SERINGUE D'YTTRIUM 90 :

MESURES ET CALCULS PAR MÉTHODE DE MONTE CARLO

J. Coulot, M. Ricard, A. Lamon, B. Aubert

Service de physique, Institut Gustave Roussy, 39 rue Camille Desmoulins 94805 Villejuif

Introduction

L'yttrium 90 fait actuellement l'objet d'un intérêt croissant en médecine nucléaire dans le cadre des applications thérapeutiques. A l'Institut Gustave Roussy il est utilisé sous la forme de deux médicaments, l'Octreother[®] et le Zevalin[®]. Dans les deux cas, les activités mises en jeu sont de l'ordre de plusieurs centaines de megabecquerels (MBq). La radioprotection vis-à-vis des émissions β est souvent considérée comme un problème simple, et on estime généralement que quelques millimètres de Plexiglas suffisent à absorber toute leur énergie. Compte tenu de l'énergie élevée du rayonnement β émis par l'yttrium 90 ($E_{\max} = 2,3$ MeV), nous avons souhaité mieux connaître l'influence des matériaux de protection disponibles. A cet effet les mesures déjà effectuées [Aubert, 2002] ont été comparées à des calculs par méthodes de Monte Carlo. Ces dernières nous permettent de déterminer précisément l'énergie déposée au contact ou à distance d'une source radioactive, dans n'importe quel milieu, de simuler tout type et toute épaisseur de matériau. Notre étude présente les résultats de calculs d'énergie déposée autour d'une seringue d'yttrium 90 réalisés grâce au code EGS4-PRESTA. Les résultats ont été comparés à des mesures effectuées à l'aide de dosimètres thermoluminescents (TL) placés à la surface de la seringue et autour de divers dispositifs de radioprotection utilisés dans le service de médecine nucléaire.

Matériel et méthode

Notre étude porte sur les seringues de 10 ml de la marque Terumo[®] utilisées à l'IGR. D'une hauteur de 7,4 cm, elles sont constituées d'un corps de polypropylène (PP) de 0,7 mm d'épaisseur.

Calculs

Les calculs ont été réalisés au moyen d'un code utilisateur (DOSE3D, [Clairand, 1999]), développé dans le laboratoire, qui utilise le formalisme du MIRD (Medical Internal Radiation Dose, [Loevinger,1991]). La fraction absorbée (ϕ_i) dans le volume (i) est définie par la quantité d'énergie (E_i) qui y est déposée sur la quantité d'énergie initiale (E_0) émise par la source :

$$\phi_i = \frac{E_i}{E_0} \quad (1)$$

La dose déposée dans chaque volume d'intérêt (i) est alors donnée par :

$$D_i = \tilde{A} \cdot \Delta \cdot \frac{\phi_i}{m_i} \quad (2)$$

avec \tilde{A} activité cumulée en Bq.s et Δ constante de dose à l'équilibre du rayonnement considéré en $J \cdot Bq^{-1} \cdot s^{-1}$.

Le programme DOSE3D utilise le module de géométrie combinatoire MORSE-CG, qui permet de simuler un nombre important d'arrangements géométriques. Au moyen de cet outil il a été possible d'élaborer une représentation simplifiée de la seringue.

Pour cela des cônes et des cylindres de différentes tailles ont été associés pour former les différentes régions géométriques nécessitées par la modélisation. La dernière étape a ensuite consisté à associer les densités et sections efficaces correspondantes. Afin de calculer la dose déposée autour de la seringue, nous avons construit une série d'anneaux concentriques constitués d'eau, de hauteur 10 mm et d'épaisseur 0,4 mm. Ce modèle géométrique est représenté figure 1.

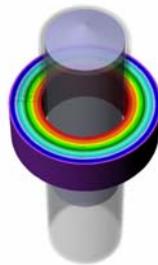


Figure 1 : Modélisation de la seringue et représentation des anneaux où est calculée la dose par simulation.

L'énergie initiale des particules a été échantillonnée à partir du spectre β de l'yttrium 90 (figure 2).

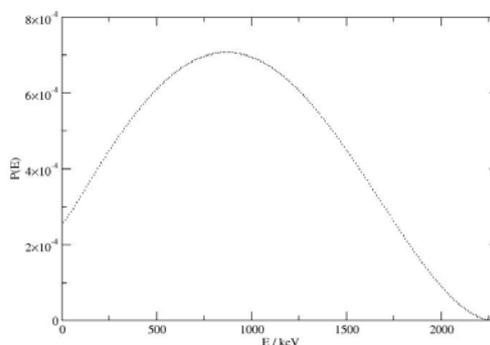


Figure 2 : Spectre du rayonnement bêta de l'yttrium

La dose déposée au contact des protège seringues (représentés par une calotte cylindrique d'épaisseur 5 ou 10 mm sur toute la hauteur de la seringue) est assimilée à celle calculée dans la

première calotte (épaisseur de 1 mm). Cette valeur a été choisie, d'une part, pour des raisons statistiques (nombre minimum d'interactions) et, d'autre part, car cette épaisseur est proche de celle des dosimètres TL utilisés. Lors des simulations, nous avons choisi de prendre en compte les particules chargées et les photons lorsque leur énergie est supérieure à 10 keV ; en dessous de ce seuil, celle-ci est considérée comme déposée localement (au point d'interaction).

Mesures

Les mesures ont été effectuées à l'aide de dosimètres TL GR200 (LiF:Mg,Cu,P) sous forme de pastilles ($\varnothing = 4,5$ mm, $e = 0,9$ mm), disposés au contact de la seringue. Les mesures ont été pratiquées en différents points du protège seringue avec 2 dosimètres pour chaque point de mesure. L'étalonnage a été réalisé sur un appareil de rayons X (RT 250, PHILIPS) à 125 kV et 2 mm d'aluminium pour la filtration. Trois protège seringues ont été utilisés : deux en polyméthyl - méthacrylate (PMMA) de 5 et 10 mm d'épaisseur, et un en tungstène d'épaisseur 5 mm.

Résultats et discussion

La figure 3 présente la dose absorbée dans les tissus en fonction de la distance à la surface de la seringue. Chaque point en abscisse représente la dose absorbée dans la calotte cylindrique d'épaisseur dx , entre x et $x+dx$; ainsi, le point « 0 » représente l'énergie absorbée dans la première calotte (au contact de la seringue).

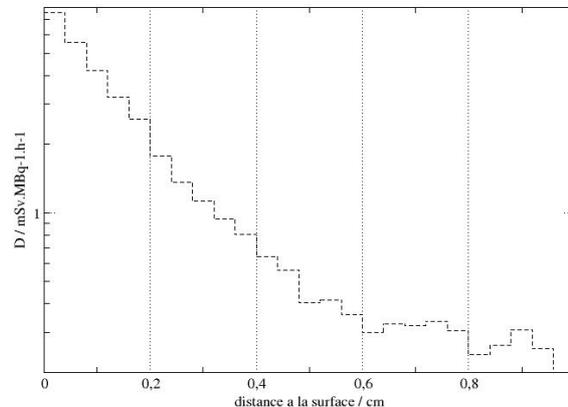


Figure 3 : Gradient de dose au contact de la seringue

La figure 3 met en évidence les 2 composantes de la distribution de dose autour de la seringue, celle due aux particules β jusqu'à 6 mm de distance environ, et celle due au rayonnement de freinage au delà. L'épaisseur « standard » de 5 mm de PMMA paraît ainsi suffisante pour absorber la plus grande partie de l'énergie émise par le rayonnement β . Les valeurs de dose absorbée au contact des différentes protections dans une calotte cylindrique de 1 mm d'épaisseur sont regroupées dans le tableau 1.

Tableau 1 : Comparaison des doses au contact

	Calcul - DOSE3D	Mesures TLD
Contact seringue nue ($\mu\text{Sv.MBq}^{-1}.\text{h}^{-1}$)	5900	5500
Contact PMMA 5 mm ($\mu\text{Sv.MBq}^{-1}.\text{h}^{-1}$)	22	16
Contact PMMA 10 mm ($\mu\text{Sv.MBq}^{-1}.\text{h}^{-1}$)	2,27	2,7
Contact tungstène 5 mm ($\mu\text{Sv.MBq}^{-1}.\text{h}^{-1}$)	5,89	1,2

Le tableau 1 nous permet de comparer les performances des différents dispositifs : si le protège seringue PMMA de 5 mm d'épaisseur permet effectivement de réduire la dose au contact de manière significative (facteur de l'ordre de 300), il semble que l'ajout de 5 mm de PMMA représente une amélioration supplémentaire conséquente d'un facteur proche de 10. Il est difficile d'évaluer le gain apporté par le protège seringue en tungstène dans la mesure où il n'y a pas d'accord satisfaisant entre le calcul et les mesures. Ces dernières ont été effectuées plusieurs fois avec un bon accord ($\sigma = 0,4$). En revanche, la nature du spectre « en sortie » du protège seringue (rayonnement de freinage) implique un faible nombre d'interactions dans les calottes utilisées (sections efficaces plus faibles pour le rayonnement électromagnétique que pour les particules chargées) et donc une statistique peu favorable. Il semble néanmoins nécessaire de considérer les aspects pratiques liés à l'injection de l'yttrium dans le service de médecine nucléaire. En effet, il apparaît que la manipulation d'une seringue associée à un protège seringue de 5 mm est plus aisée que celle d'un protège seringue de 10 mm : le temps d'exposition sera ainsi généralement plus court avec un protège seringue moins épais. Considérant que les niveaux d'exposition par MBq sont du même ordre dans les deux cas, on privilégiera donc le protège seringue de tungstène, plus maniable, à celui de 10 mm d'épaisseur en PMMA.

Références

- [Aubert, 2002] *Aubert B., Guilabert N. Lamon A., Ricard A., Aspects de radioprotection liés a de nouveaux protocoles de radiothérapie interne par l'yttrium 90*, Troisièmes journées SFRP, la rochelle, 11-12 Juin 2002.
- [Clairand, 1999] *Clairand I., Ricard M., Gouriou J., Di Paola M., Aubert B., DOSE3D: EGS4 Monte Carlo code - based software for internal radionuclide dosimetry*. J. Nucl. Med. (1999) 40(9) 1517-1523.
- [Loevinger, 1991] *Loevinger R., Budinger T.F., Watson E.E., MIRD primer for absorbed dose calculations*, Society of Nuclear Medicine, New York 1991.