

Nouvelle méthode de surveillance des travailleuses du nucléaire par anthroporadiamétrie : utilisation des calculs Monte Carlo associés aux fantômes déformables de type Mesh et NURBS

J. FARAH¹, D. BROGGIO¹, D. FRANCK¹

(Manuscrit reçu le 7 décembre 2010, accepté le 16 février 2011)

RÉSUMÉ Les mesures spectrométriques par anthroporadiamétrie, utilisées pour la surveillance des travailleurs exposés à des risques de contamination interne, permettent une estimation rapide et fiable de la nature des radionucléides incorporés ainsi que de leur activité. Les étalonnages typiques des systèmes de comptage dédiés aux mesures *in vivo* reposent sur l'utilisation de fantômes physiques d'un réalisme anatomique limité. Ce travail met en évidence l'intérêt des nouvelles technologies de l'infographie, en proposant de nouvelles représentations 3D graphiques afin d'optimiser la dosimétrie interne et de la surveillance des travailleuses du nucléaire par anthroporadiamétrie. Une librairie de modèles thoraciques féminins aux formats Mesh et NURBS (non uniform rational B-splines) a ainsi été développée et a permis la correction des coefficients d'étalonnages expérimentalement obtenus à l'aide du mannequin masculin Livermore. La variation de l'efficacité de comptage avec la morphologie du fantôme a ensuite été mise en équation. Cette équation permet d'éviter la création laborieuse d'un fantôme équivalent travailleuse et de s'affranchir des simulations Monte Carlo très coûteuses en temps. Après validation à l'aide de données simulées, cette équation a été utilisée pour déduire, à partir des mesures expérimentales Livermore, les efficacités de comptage pour toute travailleuse surveillée par anthroporadiamétrie.

ABSTRACT A new method for the monitoring of female workers with *in vivo* measurements using deformable Mesh and NURBS phantoms and Monte Carlo calculations.

In vivo spectrometry is a very efficient method used for the monitoring of workers with internal contamination risks that enables the assessment of the incorporated activity and/or its distribution in the body. Typical calibration of the counting systems relies on the use of physical phantoms that are of limited anatomical realism. This work highlights the benefit of new numerical 3D representations to improve the internal dosimetry and to optimize the monitoring of female workers with *in vivo* spectrometry measurements. A library of 3D Mesh and NURBS (non uniform rational B-splines) female thoracic phantoms was hence developed, enabling the correction of calibration coefficients typically assessed using the Livermore male phantom. The morphology-induced variations in counting efficiency were next put into the equation. The developed equation revokes the need for developing a subject-equivalent anthropomorphic phantom and replaces the time-consuming Monte

¹ IRSN-DRPH, Laboratoire d'évaluation de la dose interne, BP 17, 92269 Fontenay-aux-Roses, France.

Carlo simulations for the estimation of counting efficiency. This equation was first validated against simulated data and then used to transform a measured Livermore calibration curve to estimate the counting efficiency for any female worker monitored using *in vivo* measurements.

Keywords: Numerical phantom / *in vivo* measurement / female torso library / morphology effect / parametric equation

Introduction

La surveillance des travailleurs exposés à des risques de contamination interne se fait par le biais de mesures radiotoxicologiques (mesures *in vitro*) et/ou par anthroporadiométrie (mesures *in vivo*). Ces dernières mesures permettent une estimation rapide et fiable de l'étendue, la nature, l'activité et la distribution des radionucléides incorporés afin d'optimiser le traitement de décontamination. Dans le cas des mesures *in vivo*, il s'agit d'optimiser l'étalonnage des systèmes de comptage qui, dans la pratique, se fait à l'aide de fantômes physiques tels que le fantôme IGOR pour les étalonnages en géométrie corps entier (Kovtun *et al.*, 2000) ou le fantôme du Livermore pour les étalonnages pulmonaires (Griffith *et al.*, 1978 ; Newton *et al.*, 1985). En effet, ces mannequins sont d'un réalisme anatomique limité. De plus, ces modèles physiques, dotés d'un nombre restreint d'organes pouvant être chargés, ne permettent pas de reproduire la distribution souvent hétérogène de l'activité dans le corps suivant la biocinétique des radionucléides incorporés. Ainsi les étalonnages numériques basés sur les simulations Monte Carlo et l'utilisation de fantômes anthropomorphes virtuels ont été proposés pour des étalonnages plus réalistes (Franck *et al.*, 2003).

La création de fantômes numériques anthropomorphes fait appel à deux méthodes de représentation des surfaces, les représentations de géométries « solides » appelées constructive solid geometry (CSG), et les représentations de « frontières » appelées boundary representations (BREP). Les modèles numériques CSG les plus connus sont de deux natures : (i) les modèles mathématiques où les surfaces sont représentées par des équations mathématiques simples telles que des sphères, des cylindres, des cônes etc. (Kramer *et al.*, 1982), (ii) les modèles voxelisés construits à partir de voxels cubiques (Kramer *et al.*, 2003). Par ailleurs, les modèles BREP les plus répandus sont les Mesh et les NURBS (non uniform B-splines) pour lesquels les surfaces sont respectivement définies par des triangulations (Zaidi and Xu, 2007) ou par des Splines (Segars, 2001).

Pour les applications dosimétriques où un calcul de dose précis et personnalisé est requis, les modèles mathématiques sont d'une utilité limitée et ont été remplacés par des modèles voxelisés. Ces derniers sont directement dérivés d'images médicales (Zubal *et al.*, 1994 ; Zankl and Wittmann, 2001) et leur réalisme anatomique ainsi que leur intérêt ont depuis longtemps été mis en valeur

dans plusieurs ouvrages (Petoussi-Henss et Zankl, 1998 ; Zankl *et al.*, 2003 ; Aubineau-Lanièce *et al.*, 2005). Cependant, la construction de fantômes voxelisés est coûteuse en temps et le modèle final est très rigide. Ainsi, les formats 3D graphiques utilisant la représentation BREP ont été introduits pour leur grande flexibilité permettant la production de fantômes anthropomorphes adaptés à une dosimétrie personnalisée (Segars et Tsui, 2007 ; Xu *et al.*, 2007).

La mise en œuvre de formats graphiques BREP pour l'optimisation de la surveillance des travailleuses du nucléaire est à l'origine de ce travail. En effet, à ce jour aucun fantôme physique féminin n'a été développé pour les étalonnages anthroporadiométriques. Pourtant, l'atténuation supplémentaire des rayonnements par la poitrine est l'un des facteurs majeurs à prendre en compte lors du calcul des coefficients d'étalonnage. Il s'agit donc de réaliser des étalonnages numériques pour corriger les coefficients d'étalonnages expérimentalement obtenus à l'aide du fantôme physique masculin du Livermore. La méthode consiste à créer une série de fantômes féminins au format BREP ayant différentes tailles et morphologies et à en étudier l'effet sur le comptage pulmonaire.

La première partie de ce papier décrit les méthodes et les étapes de création d'une librairie de fantômes thoraciques féminins au format BREP.

La seconde partie présente les résultats des calculs MC simulant un étalonnage numérique. L'effet de la morphologie, et en particulier celui du bonnet et du tour de poitrine, sur le comptage pulmonaire est ensuite quantifié et discuté.

La dernière partie se focalise sur la mise en équation de la variation de l'efficacité de comptage (rendement de comptage) avec l'énergie et la morphologie du fantôme. Dans cette partie, la corrélation des paramètres introduits dans l'équation avec les grandeurs morphologiques est discutée.

1. Création d'une librairie de fantômes thoraciques féminins déformables

Cette partie introduit le protocole de création d'un modèle féminin déformable de base modélisé selon la représentation BREP. Ensuite, à partir de ce modèle, le développement d'une librairie de fantômes féminins est réalisé par la déformation des surfaces Mesh et NURBS.

1.1. Création d'un fantôme féminin de base en géométrie BREP

Deux méthodes de création de fantômes aux géométries BREP ont été développées suivant le cas où des images médicales (images tomodensitométriques ou IRM) sont disponibles ou pas.

Dans le premier cas, les informations contenues dans les images médicales (Fig. 1 (a)) sont exploitées à l'aide du logiciel de planification de traitement (TPS) Isogray (Fig. 1 (b)) qui est utilisé pour délimiter les organes d'intérêt. Les contours ainsi créés sont ensuite chargés dans un logiciel de modélisation : Rhinocéros 3D (Fig. 1 (c)) qui permet de générer des formats graphiques en géométrie BREP comme les surfaces Mesh et NURBS. Rhinocéros 3D permet aussi plusieurs opérations de transformations et de modifications de géométrie telles que : dilatation, maillage, lissage, opérations booléennes, etc.

Par ailleurs, un fantôme Mesh ou NURBS peut également être créé à partir d'un modèle voxelisé en l'absence d'images médicales. Pour ce travail, un modèle 3D féminin déformable a été créé à partir du nouveau fantôme voxelisé de référence de la CIPR 110 (ICRP, 2009) représentant la femme adulte de référence aussi connu sous le nom de : adult female reference computational phantom (AF-RCP) (Fig. 2 (a)). Ainsi, une procédure écrite en langage interactif data language (IDL) a été utilisée pour transformer les grilles de voxels, représentant un organe donné, en surfaces Mesh de ce même organe (Fig. 2 (b)). Les surfaces des seins et du contour externe du thorax ont été par la suite importées dans le logiciel Rhinocéros 3D pour être transformées en surfaces NURBS à l'aide des outils « loft tool » ou « création de surfaces NURBS par sections » (Fig. 2 (c)).

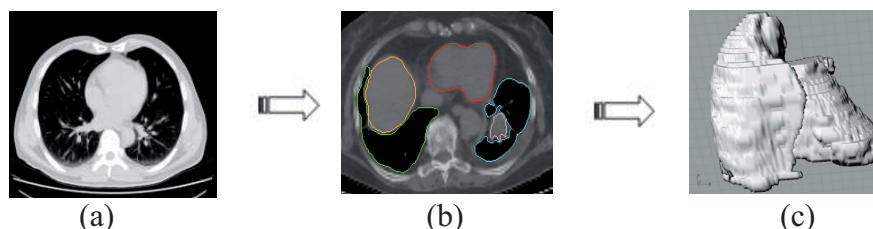


Figure 1 – Étapes de création d'un fantôme au format BREP à partir d'images médicales.
Creation steps of a BREP phantom starting from medical images.

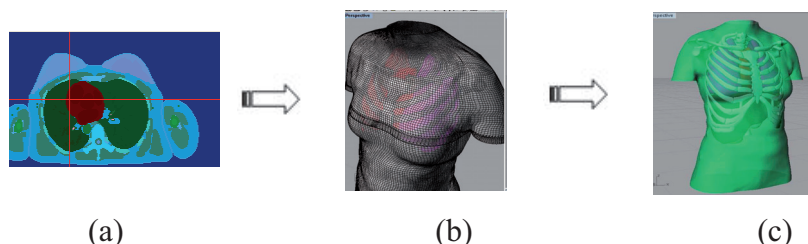


Figure 2 – Étapes de création d'un fantôme au format BREP à partir de modèles voxelisés.
Creation steps of a BREP phantom starting from a voxelized model.

1.2. Variation de la taille et de la morphologie des modèles

Le fantôme féminin de base a été déformé afin de varier sa morphologie pour couvrir une population étendue de travailleuses à travers une librairie de 24 thorax féminins développée aux formats Mesh (les organes internes) et NURBS (seins et contour externe). Ce paragraphe résume les méthodes utilisées, le détail de création de la librairie peut être trouvé dans Farah *et al.* (2010a).

1.2.1. Variation du bonnet

Lors de la création de la librairie de fantômes, la masse des seins a été reliée au tour de thorax et au bonnet en suivant les recommandations de spécialistes en chirurgie plastique et autres domaines connexes (Regnault *et al.*, 1972 ; Berger et Lane, 1985 ; Smith *et al.*, 1986 ; Pechter, 1998 ; Warren *et al.*, 2007). Pour un tour de thorax donné, la taille de poitrine a été modifiée par l'ajout de la même quantité de tissu adipeux pour chaque changement de bonnet comme recommandé par Turner et Dujon (2005). Une répartition homogène du tissu adipeux ainsi rajouté a été réalisée. La morphologie des seins a été modélisée en position couchée, position des mesures anthropométriques, et a été adaptée pour simuler le positionnement des seins sur le thorax sous l'effet de la pesanteur. Plus la taille des poitrines est grande, plus il est difficile de les modéliser et de les positionner correctement sur le thorax en position couchée de sorte que le réalisme anatomique peut être biaisé. Par ailleurs, la définition de repères anatomiques qui permettent une régression précise de la forme et de la taille des seins est encore débattue. Comme reporté dans la littérature, les mesures typiques de l'industrie de lingerie telles que le tour de dessus et de dessous de poitrine restent insuffisantes pour une modélisation correcte et réaliste de la forme des poitrines. Brown *et al.* (1999) ont identifié 12 repères anatomiques clés pour des sujets en position assise. Vandeput et Nelissen (2002) en ont seulement utilisés 6 alors que Sigurdson et Kirkland (2006) ont introduit 11 mesures anthropomorphes pour déterminer le volume des seins pour des personnes en position debout. Enfin, la forme des seins peut devenir encore plus complexe quand la position (assis/debout), l'âge ou l'origine sont pris en considération (Fabié *et al.*, 2006).

1.2.2. Variation du tour de poitrine

Le tour de poitrine, tel qu'il est défini par le Comité européen de normalisation (CEN 2004), est calculé par la mesure de la circonférence du thorax juste en dessous de la poitrine. Il est désigné par des nombres clés représentant des intervalles de 4 cm centrés en 70, 75, 85, 95 et 105 cm pour respectivement un tour de poitrine de 85, 90, 100, 110 et 120. Par exemple, si la mesure de dessous de poitrine est comprise entre 68 et 72 cm, le code de tour de poitrine est de 85. En suivant les pratiques de

l'industrie de la lingerie, le tour de poitrine est donné sans unité. La modification du tour de poitrine a été réalisée en considérant ces intervalles et en utilisant le logiciel Rhinocéros de modélisation 3D. Par exemple, pour passer d'un tour de poitrine de 90 à un autre de 85, une contraction 2D (droite-gauche et antérieur-postérieur) avec un coefficient de 0,93 (70/75) a été appliquée.

1.2.3. Variation des organes internes

Une étude bibliographique a été réalisée pour modifier la taille des organes internes en identifiant les corrélations existantes entre le volume de ces organes et certains paramètres externes comme le sexe, l'âge, la taille, l'indice de masse corporelle, etc. (Clairand *et al.*, 2000 ; de La Grandmaison *et al.*, 2001). La corrélation linéaire entre la masse pulmonaire et la taille totale du sujet, identifiée par Clairand *et al.* (2000), a été retenue pour cette étude. Pour les fantômes de tour de poitrine de 85 et 90, le volume des organes internes est le même que dans le modèle féminin thoracique de base (90B) puisque ces modèles représentent des femmes de même taille. Pour les fantômes de tour de poitrine de 100, 110 et 120, cependant, la taille du modèle a été considérée comme représentant un sujet de 1,82 m. En effet, le choix d'une telle taille garanti un indice de masse corporelle compris entre 18 et 25 kg/m², i.e. celui d'une personne de corpulence normale (ni maigre, ni obèse). Par conséquent, un coefficient de transformation de masse de l'ordre de 1,3 a été considéré pour le cœur, le foie, les poumons, les os (côtes, sternum, spine, omoplates) suivant les recommandations de Clairand *et al.* (2000). Le volume des organes internes a été modifié en utilisant le logiciel Rhinocéros 3D et des opérations de dilatation dans les trois directions. La dilatation de tous les organes a été effectuée en choisissant la même origine afin de conserver le recalage des organes les uns par rapport aux autres.

2. Simulations Monte Carlo

Cette partie présente les étapes nécessaires à la création des fichiers d'entrée pour le calcul Monte Carlo ainsi que les principaux résultats obtenus à l'aide du code MCNP/X (Pelowitz, 2008) pour la librairie de fantômes développée dans ce travail, le détail des résultats se trouve dans Farah *et al.* (2010a).

2.1. Préparation des calculs Monte Carlo

2.1.1. Voxelisation

Les codes actuels de calcul du transport des particules tels que MCNP(X) (Pelowitz, 2008), GEANT4 (Agostinelli, 2003), PENELOPE (Salvat *et al.*, 2001), etc.

ne permettent pas d'utiliser directement la description BREP et les surfaces Mesh et NURBS en particulier mais seulement les géométries au format voxel. Il est donc nécessaire de voxeliser les fantômes Mesh et NURBS créés avant de réaliser toute simulation. Cette étape est réalisée à l'aide du logiciel Binvox (Min, 2004). Ce dernier se base sur deux algorithmes de classification des surfaces, la « parity count method » et la « carving method » (Nooruddin and Turk, 2003), pour transformer les contours BREP en grilles de voxels 3D. La taille des voxels, générés sous Binvox, est choisie par l'utilisateur selon le degré de précision (résolution spatiale) requis pour son calcul.

2.1.2. Création du fichier d'entrée sous OEDIPE

Une fois les modèles voxelisés prêts, ils sont chargés dans le logiciel OEDIPE (Franck *et al.*, 2007) acronyme pour outil d'évaluation de la dose interne personnalisée. Ce dernier permet de modéliser rapidement l'expérience réalisée et de générer un fichier d'entrée pour le code MCNPX. Les étapes réalisées sous OEDIPE comprennent le choix de la source radioactive et de sa répartition dans le fantôme ainsi que le choix du système de détection et de son positionnement vis-à-vis du modèle.

Pour les simulations réalisées dans ce travail, une source artificielle émettant des rayonnements gamma d'énergie entre 15 keV et 1,4 MeV a été créée pour représenter les éléments les plus communément utilisés pour les étalonnages anthroporadiométriques. De plus, 1 Bq de cette source a été uniformément distribué dans les poumons des fantômes créés.

Par ailleurs, le système de 4 détecteurs germanium de l'usine d'AREVA NC à la Hague a été utilisé pour les simulations MC et positionné pour couvrir au mieux les poumons (organes chargés en activité). Plus précisément, les détecteurs ont été placés à 2 cm de la peau au niveau de la clavicule et une inclinaison de 35° dans la direction tête-pieds a été opérée pour éviter une collision des détecteurs avec les seins et permettre les simulations MC. Ce positionnement, bien que significativement différent de celui utilisé dans la pratique (détecteurs quasiment au contact de la peau), est facilement reproductible d'une simulation à l'autre. Ainsi, la perte d'efficacité observée pour chaque fantôme pourra être attribuée à la variation de la morphologie et ne sera pas affectée par le positionnement des détecteurs.

2.2. Étude de l'effet de la morphologie

2.2.1. Effet du bonnet

Le tableau I présente les valeurs simulées d'efficacité de comptage pour les fantômes de tour de poitrine de 100 et tous les bonnets créés et ce pour les

radionucléides suivants : ^{109}Cd , ^{241}Am , ^{235}U , ^{137}Cs et ^{60}Co . Ces valeurs montrent que l'efficacité de comptage diminue avec l'augmentation de la taille de poitrine. Ceci peut s'expliquer par le fait que l'augmentation du bonnet implique une augmentation d'épaisseur de tissu résultant en une atténuation supplémentaire des photons émis par les poumons en direction des détecteurs. Plus l'énergie du photon diminue, plus l'atténuation est importante, ce qui résulte en une perte significative de l'efficacité de comptage. En effet, l'efficacité de comptage de la raie du ^{109}Cd à 22 keV subit une perte de l'ordre de 59 % entre le modèle doté du bonnet F et celui avec le bonnet B. Pour les autres radionucléides : ^{241}Am , ^{235}U , ^{137}Cs et ^{60}Co , cette perte est respectivement de l'ordre de : 35 %, 28 %, 20 % et 15 % (cf. Tab. I). La figure 3 représente cette variation d'efficacité de comptage avec l'énergie pour le tour 110 et les bonnets B à F.

L'effet de la morphologie sur l'efficacité de comptage a également été investigué. Ainsi, pour une même taille de poitrine, différents modèles de différentes morphologies ont été créés. Les résultats montrent qu'un écart relatif important existe entre les comptages dotés de 3 modèles de poitrines différents fabriqués pour représenter le modèle 120D. La valeur de l'écart est fortement corrélée à l'énergie du radionucléide. Par exemple, pour la raie du ^{109}Cd à 22 keV, la différence observée va de 9,4 % à 20,2 %, alors que dans le cas du ^{60}Co avec sa raie à 1,17 MeV, cette différence est comprise entre -2,7 % et 3,5 %. Ceci donne un ordre de grandeur de l'incertitude, sur l'efficacité comptage, engendrée par la morphologie des seins modélisés et par leur positionnement sur le thorax.

Tableau I.

Valeurs de l'efficacité de comptage simulée pour les fantômes de tour 100 et les bonnets B à F et les radionucléides ^{109}Cd , ^{241}Am , ^{235}U , ^{137}Cs et ^{60}Co .

Simulated counting efficiency values for the phantoms of chest girth 100 and all created cup sizes and the following radionuclides ^{109}Cd , ^{241}Am , ^{235}U , ^{137}Cs et ^{60}Co .

| Efficacité de comptage (coups/s/gamma) | Fantôme | | | | |
|---|----------|----------|----------|----------|----------|
| | 100B | 100C | 100D | 100E | 100F |
| ^{109}Cd 22,2 keV | 8,66E-04 | 6,86E-04 | 5,32E-04 | 4,53E-04 | 3,57E-04 |
| ^{241}Am 59,5 keV | 8,57E-03 | 7,69E-03 | 6,85E-03 | 6,38E-03 | 5,56E-03 |
| ^{235}U 185,7 keV | 8,58E-03 | 7,94E-03 | 7,28E-03 | 6,87E-03 | 6,14E-03 |
| ^{137}Cs 661,7 keV | 3,04E-03 | 2,88E-03 | 2,73E-03 | 2,63E-03 | 2,44E-03 |
| ^{60}Co 1173,2 keV | 2,06E-03 | 1,99E-03 | 1,88E-03 | 1,84E-03 | 1,76E-03 |

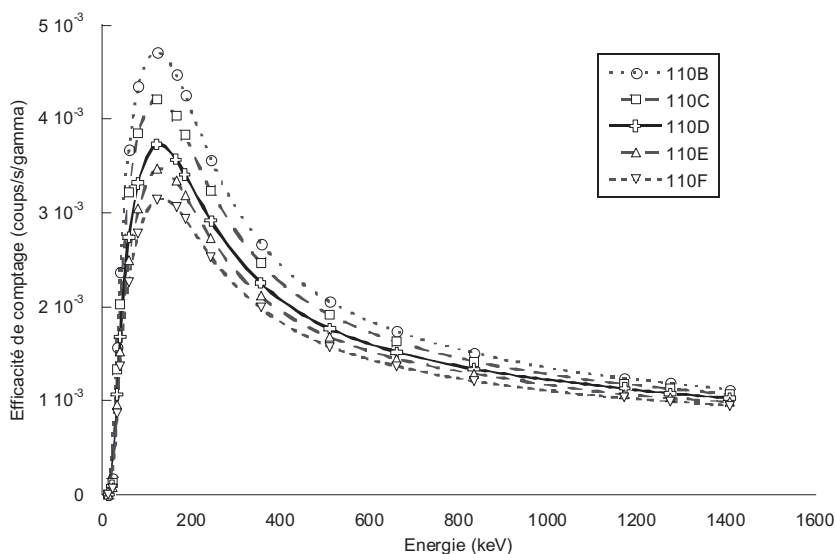


Figure 3 – Variation de l'efficacité de comptage en fonction de l'énergie pour le tour 110 et tous les bonnets créés (B-F).

Counting efficiency (counts/s/gamma) variation with energy (keV) for the chest girth 110 and all cup sizes (B-F).

2.2.2. Effet du tour de poitrine et des organes internes

Le tableau II présente les résultats des simulations Monte Carlo pour tous les tours de poitrines et tous les bonnets créés pour les émissions photoniques de ^{241}Am à 59,54 keV. La figure 4 montre la variation de l'efficacité de comptage avec l'énergie, normalisée par rapport au 85D, pour le bonnet D et tous les tours de poitrine et les radionucléides suivants : ^{109}Cd , ^{235}U , ^{133}Ba , ^{137}Cs , ^{54}Mn et ^{60}Co .

Les mêmes effets de perte d'efficacité de comptage avec l'augmentation de l'épaisseur atténuante, résultant de la variation du tour de thorax, ont été observés. De plus, l'effet du volume pulmonaire s'est avéré être prépondérant par rapport à l'effet du bonnet comme il a déjà été montré dans une étude précédente (Farah *et al.*, 2010b). En effet, la perte d'efficacité de comptage entre le 100D et le 90D à 511 keV est de l'ordre de 38 % (cf. Fig. 4) et est principalement due à la variation du volume pulmonaire, la taille des poitrines étant sensiblement similaire.

Tableau II

Effacité de comptage pour l’Américium 241 à 59,54 keV pour tous les tours et bonnets créés. Counting efficiency for the Americium 241 photon at 59.54 keV for all created chest girths and cup sizes.

| Tour | Effacité de comptage (coups/s/gamma) | Bonnet | | | | | |
|------|--------------------------------------|----------|----------|----------|----------|----------|---|
| | | A | B | C | D | E | F |
| 85 | 1,60E-02 | 1,36E-02 | 1,24E-02 | 1,19E-02 | 1,06E-02 | - | |
| 90 | 1,43E-02 | 1,26E-02 | 1,20E-02 | 1,13E-02 | 1,03E-02 | - | |
| 100 | - | 8,57E-03 | 7,69E-03 | 6,85E-03 | 6,38E-03 | 5,56E-03 | |
| 110 | - | 3,67E-03 | 3,22E-03 | 2,74E-03 | 2,50E-03 | 2,27E-03 | |
| 120 | - | - | 1,27E-03 | 1,13E-03 | 9,96E-04 | 7,99E-04 | |

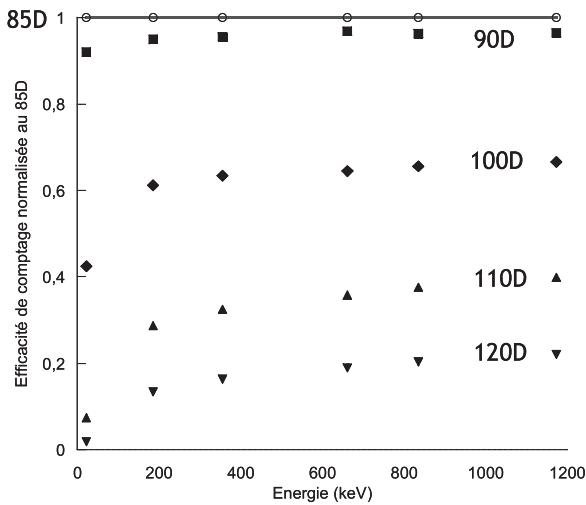


Figure 4 – Variation de l’efficacité en fonction de l’énergie normalisée par rapport au 85D pour tous les tours et le bonnet D et les radionucléides suivants : ¹⁰⁹Cd, ²³⁵U, ¹³³Ba, ¹³⁷Cs, ⁵⁴Mn et ⁶⁰Co.

Counting efficiency (counts/s/gamma) variation with energy (keV) normalized to the 85D simulation comparing the values for all created chest girth and the D cup size breasts for the following radionuclides: ¹⁰⁹Cd, ²³⁵U, ¹³³Ba, ¹³⁷Cs, ⁵⁴Mn and ⁶⁰Co.

2.3. Discussion des résultats des simulations

Dans un premier temps, la discussion porte sur l’effet observé dû au bonnet puis sur ceux dus au tour de thorax et au volume pulmonaire.

Pour les modèles de tour de poitrine de 85 et 90, l’épaisseur extra-thoracique (seins + épaisseur de thorax) est la seule différence existant entre ces deux ensembles de fantômes. La différence d’efficacité de comptage la plus significative

est obtenue pour la plus basse énergie (15,31 keV raie de ^{238}U), où une perte d'un facteur 1,15 est observée entre le modèle 85D et le modèle 90D. Pour les photons de haute énergie émis par le ^{60}Co (1,17 MeV), ce facteur d'atténuation n'est que de 1,04. Ceci s'explique simplement par le pouvoir de pénétration important des photons de haute énergie conduisant à une atténuation faiblement sensible à l'augmentation de l'épaisseur de tissu traversé, surtout quand il s'agit de tissu adipeux comme c'est le cas dans cette étude. Pour les modèles de tour de poitrine de 100, 110 et 120, le même phénomène de perte de l'efficacité de comptage avec l'épaisseur de tissu est observé. Toutefois, l'atténuation est significativement plus importante puisque la dilatation du thorax rajoute de l'épaisseur de tissu à celle de la poitrine. Ainsi, pour la raie du ^{109}Cd à 22,16 keV, l'atténuation supplémentaire s'élève à un facteur 5,74 entre le modèle 110D et le modèle 100D et un facteur 4,17 entre le 120D et le 110D. Pour les raies de haute énergie (^{60}Co à 1,17 MeV), l'atténuation reste relativement constante avec l'augmentation du bonnet comme observé pour les tours 85-90. Des facteurs de l'ordre de 1,67 et 1,81 sont obtenus entre les modèles 100D-110D et 110D-120D, respectivement.

Par ailleurs, l'augmentation du tour de poitrine entraîne une perte de l'efficacité de comptage comme le montre clairement la figure 4. La perte sensible d'efficacité entre les tours 85-90 et les tours 100-110-120 s'explique de la façon suivante. Les trois plus grands tours de poitrines ont un volume pulmonaire chargé significativement plus grand (30 %) que celui des tours 85-90. Les détecteurs étant toujours positionnés identiquement (inclinés à 35°), ils couvrent ainsi le même angle solide et donc le même volume pulmonaire quel que soit le fantôme et la taille des poumons. Mais, puisqu'une distribution volumique de la source a été réalisée dans les poumons, la concentration en activité est sensiblement inférieure dans les poumons de plus grande taille impliquant une réduction dans le nombre de coups détectés. De plus, l'épaisseur extra-thoracique provenant des seins et de l'épaisseur du thorax est responsable d'une atténuation supplémentaire des rayonnements accentuée aux basses énergies et explique la perte d'efficacité de comptage entre les modèles 85 et les modèles 90.

3. Mise en équation de la variation de l'efficacité de comptage en fonction de l'énergie et de la morphologie

Dans cette partie, il s'agit de corrélérer les variations de l'efficacité de comptage (en fonction de l'énergie) avec la morphologie du fantôme afin de formuler une équation permettant d'estimer l'efficacité de comptage pour toute personne surveillée. La méthode d'utilisation de l'équation développée et la discussion des paramètres de l'équation sont également présentées.

3.1. Développement d'une équation analytique

L'efficacité de comptage dépend fortement de la morphologie de la personne surveillée, de la distribution de l'activité, de la sensibilité des détecteurs et de leur positionnement. Elle est directement reliée à l'atténuation des rayonnements par le tissu qui varie avec la morphologie du sujet. Par conséquent, il est possible d'établir une relation entre deux efficacités simulées impliquant deux contaminations identiques et le même système de comptage mais des sujets de morphologies différentes.

Dans le cas de la librairie de fantômes développée dans ce travail, les variations de morphologie se limitent à la différence sur l'épaisseur extra thoracique (seins et tour de thorax) et à la modification du volume des organes internes pour le cas des trois plus grands tours de poitrine (100-110-120). Pour une différence sur le volume pulmonaire, il a été démontré que l'efficacité de comptage des détecteurs varie avec l'inverse du volume pulmonaire si une distribution uniforme de l'activité est impliquée (Farah *et al.*, 2010b). Ainsi, un premier paramètre (c_1) a été introduit pour représenter le rapport entre le volume de référence et le nouveau volume pulmonaire. Dans le cas d'une différence sur l'épaisseur extra thoracique, un second paramètre a été introduit (c_2) pour représenter l'atténuation exponentielle des rayonnements qui dépend de l'épaisseur des tissus traversés et de leur coefficient massique d'atténuation.

De ces deux considérations, une équation simplifiée reliant deux efficacités de comptage peut être formulée de la sorte :

$$\varepsilon_2(E) = \varepsilon_1(E)c_1e^{-c_2\mu(E)} \quad (1)$$

où ε_1 représente l'efficacité de comptage de référence, ε_2 l'efficacité inconnue, E l'énergie, et c_1 , c_2 les paramètres à calculer qui reproduisent la variation de l'efficacité de comptage avec la morphologie du fantôme. La fonction $\mu(E)$ est le coefficient massique d'atténuation de l'ICRU-44 (ICRU, 1989) pour le tissu adipeux (7 composantes) obtenu en ligne à l'aide de l'outil du NIST-XCOM (Berger *et al.*, 2005) pour la source de photons considérée. Cette valeur simplifiée de $\mu(E)$ reste réaliste puisque les trois principales structures présentes dans la région thoracique (graisse, muscle et glande) ont des coefficients massiques d'atténuation similaires aux énergies considérées.

3.2. Utilisation de l'équation (1)

Cette partie a pour but de rechercher les paramètres de morphologie c_1 et c_2 puis de tester et de valider l'équation développée pour reproduire les données simulées à partir d'une courbe de référence simulée puis à partir d'une courbe mesurée avec le Livermore.

3.2.1. Application aux données simulées

L'équation (1) est appliquée aux courbes d'efficacité de comptage simulées ($\varepsilon_{\text{phant}}$) en prenant l'efficacité obtenue avec le modèle 85A comme courbe de référence (ε_{ref}). Les paramètres c_1 et c_2 sont obtenus en traçant la variation linéaire de la fonction $Y = \ln(c_1) - c_2 X$ où $Y = \ln\left(\frac{\varepsilon_{\text{phant}}}{\varepsilon_{\text{ref}}}\right)$ et $X = \mu(E)$. Quand cette équation est appliquée aux modèles de tour de poitrine 85 et 90, le paramètre c_1 est directement pris égal à 1 puisque le volume pulmonaire chargé est le même pour ces fantômes et identique à celui de référence (85A). Une fois obtenu, le paramètre c_2 est utilisé dans l'équation (1) et l'efficacité de comptage est calculée et comparée à la valeur obtenue par simulation MC. La différence maximale observée (i.e. écart relatif) entre les valeurs simulées par MC et celles obtenues par l'équation (1) est un indicateur pratique de la validité du modèle proposé pour décrire la variation de l'efficacité de comptage avec la morphologie du fantôme. Cependant, ce paramètre ne donne qu'une indication locale, i.e. pour une énergie donnée, de l'efficacité de l'équation à reproduire les données simulées. Un meilleur indicateur de la qualité de la régression donnant c_2 , peut être calculé suivant les paramètres suivants :

$$\chi^2 = \frac{1}{N-n} \sum_{i=1}^N \left(\frac{\varepsilon_{\text{MC}} - \varepsilon_{\text{cal}}}{\varepsilon_{\text{MC}}} \right)^2 \quad \text{où } N \text{ est le nombre de données simulées (i.e.}$$

nombre d'énergies simulées), n le nombre de paramètres qui varient dans l'équation, ε_{cal} représente les efficacités de comptage calculées par l'équation et ε_{MC} représente celles simulées par Monte Carlo. Ce paramètre donne une indication globale de la pertinence de l'équation puisque la variance est additionnée sur toutes les énergies simulées. Une erreur acceptable en utilisant ce paramètre est d'avoir des valeurs inférieures à 0,0025. Ceci signifie que les paramètres calculés ne sont utiles que si les données de la régression ont un écart, par rapport aux simulations, inférieur à 5 % ($100 * \sqrt{0.0025}$).

Le tableau III donne les valeurs du paramètre c_2 pour les modèles de tour de poitrine 85 et 90 et tous les bonnets créés ainsi que les valeurs des paramètres associés R^2 et c_2 . Ce tableau compare également les valeurs des efficacités de comptage simulées MC et celles obtenues avec l'équation (1) pour le fantôme 85E, en utilisant le paramètre c_2 et la courbe de référence du 85A. Pour le modèle 85E, la valeur estimée pour le paramètre c_2 , qui représente l'épaisseur de tissu additionnelle, est de l'ordre de 1,87 g/cm². En utilisant cette valeur et l'équation (1), une différence maximale sur les valeurs d'efficacité de comptage de l'ordre de 6,4 % est obtenue à l'énergie la plus basse (15 keV). Pour le tour de poitrine 90 et tous les bonnets associés, la différence maximale a été observée à 15 keV et pour le modèle E, avec une valeur de l'ordre de 6 % entre l'efficacité simulée et celle donnée par l'équation (1).

Tableau III

Valeurs de c_2 pour les modèles de tour de poitrine 85 et 90 et valeurs associées des paramètres R^2 et χ^2 (gauche). Comparaison des valeurs d'efficacité simulées par MC et calculées avec l'équation (1) pour le modèle 90E à différentes énergies (droite).

Values of parameter c_2 for all models having a chest girth of 85 and 90 and associated R^2 and χ^2 (left). Comparison of simulated counting efficiencies and the values calculated using equation (1) for the 90E model at different energies (right).

| Fantôme | c_2 (g/cm ²) | R^2 | χ^2 | Énergie (keV) | Efficacité MC (coups/s/γ) | Efficacité calculée (coups/s/γ) | Écart relatif (%) | |
|---------|-------------------------------|-------|----------|------------------|------------------------------|------------------------------------|----------------------|-------|
| 85 | B | 0,86 | 0,9982 | 0,8E-4 | 15,31 | 1,72E-05 | 1,61E-05 | 6,42 |
| | C | 1,18 | 0,9967 | 2,5E-4 | 22,16 | 1,02E-03 | 1,04E-03 | -1,41 |
| | D | 1,47 | 0,9995 | 0,6E-4 | 59,54 | 1,06E-02 | 1,10E-02 | -4,00 |
| | E | 1,87 | 0,9928 | 13E-4 | 122,06 | 1,26E-02 | 1,31E-02 | -3,76 |
| 90 | A | 0,60 | 0,9875 | 2,5E-4 | 185,72 | 1,10E-02 | 1,12E-02 | -1,93 |
| | B | 1,26 | 0,9964 | 3,2E-4 | 356,01 | 6,46E-03 | 6,64E-03 | -2,69 |
| | C | 1,40 | 0,9943 | 6E-4 | 661,66 | 3,98E-03 | 4,13E-03 | -3,89 |
| | D | 1,64 | 0,9936 | 9,3E-4 | 1173,23 | 2,68E-03 | 2,78E-03 | -3,57 |
| | E | 2,05 | 0,9944 | 13E-4 | 1408,01 | 2,40E-03 | 2,47E-03 | -3,07 |

Le tableau IV donne les valeurs des paramètres c_1 et c_2 pour les modèles de tour de poitrine 100, 110 et 120 ainsi que les valeurs des paramètres associés R^2 et χ^2 . De plus, ce tableau compare les valeurs simulées MC d'efficacité de comptage et celles obtenues avec l'équation (1) pour le fantôme 120F, en utilisant les paramètres c_1 et c_2 et la courbe de référence du 85A. Puisque les modèles 100, 110 et 120 ont le même volume pulmonaire, mais que celui-ci est différent de celui du 85A, le paramètre c_1 doit être utilisé. Pour les fantômes de plus grand tour de poitrine et de différents bonnets (B à F), les efficacités de comptage simulées et celles calculées par l'équation (1) ne diffèrent pas de plus de 5 %.

Ces résultats valident l'équation développée puisque des différences acceptables (<10 %) entre les valeurs simulées d'efficacité de comptage et celles calculées par l'équation (1) ont été obtenues. La figure 5 compare les courbes d'efficacité de comptage simulées et calculées par l'équation pour les modèles suivants : 85C, 90D, 100E, 110F et 120F.

3.2.2. Application aux mesures expérimentales

Le modèle donné par l'équation (1) permet une estimation rapide et fiable de l'efficacité de comptage en partant d'une courbe de référence simulée. Cependant, cette courbe de référence n'est pas en pratique disponible. Ainsi, une nouvelle référence a été utilisée : une courbe d'étalonnage expérimental obtenue avec le

Tableau IV

Valeurs de c_1 et c_2 pour les modèles de tour de poitrine 100, 110 et 120 et valeurs associées des paramètres R^2 et χ^2 (gauche). Comparaison des valeurs d'efficacité simulées par MC et calculées avec l'équation (1) pour le modèle 120F à différentes énergies (droite).

Values of parameters c_1 and c_2 for all models having a chest girth of 100, 110 and 120 and associated R^2 and χ^2 (left). Comparison of simulated counting efficiencies and the values calculated using equation (1) for the 120F model at different energies (right).

| Fantôme | Paramètres | | | | Énergie (keV) | Efficacité MC (coups/s/γ) | Efficacité calculée (coups/s/ γ) | Écart relatif (%) | |
|---------|------------|-------------------------------|-------|----------|------------------|---------------------------------|--|-------------------------|----------|
| | c_1 | c_2 (g/cm ²) | R^2 | χ^2 | | | | | |
| 100 | B | 0,73 | 1,63 | 0,9986 | 2E-4 | 22,16 | 1,28E-05 | 1,25E-05 | 2,42 |
| | C | 0,72 | 2,01 | 0,9997 | 1E-4 | 33,44 | 2,54E-04 | 2,47E-04 | 2,63 |
| | D | 0,70 | 2,51 | 0,9998 | 1E-4 | 40,12 | 4,42E-04 | 4,37E-04 | 1,06 |
| | E | 0,71 | 2,81 | 0,9996 | 1E-4 | 59,54 | 7,99E-04 | 8,15E-04 | -2,04 |
| | F | 0,66 | 3,17 | 0,987 | 7E-4 | 81 | 1,02E-03 | 1,06E-03 | -3,47 |
| | 110 | B | 0,53 | 4,31 | 0,9985 | 3E-4 | 122,06 | 1,22E-03 | 1,27E-03 |
| C | | 0,52 | 4,87 | 0,9992 | 2E-4 | 165,86 | 1,25E-03 | 1,28E-03 | -2,64 |
| D | | 0,51 | 5,65 | 0,9993 | 3E-4 | 244,7 | 1,08E-03 | 1,12E-03 | -3,00 |
| E | | 0,50 | 5,91 | 0,9996 | 1E-4 | 356,01 | 8,93E-04 | 9,00E-04 | -0,78 |
| F | | 0,49 | 6,20 | 0,9995 | 2E-4 | 511 | 7,42E-04 | 7,54E-04 | -1,50 |
| 120 | | C | 0,34 | 7,40 | 0,9994 | 4E-4 | 661,66 | 6,62E-04 | 6,68E-04 |
| | D | 0,33 | 7,78 | 0,9996 | 3E-4 | 835,84 | 6,06E-04 | 5,99E-04 | 1,17 |
| | E | 0,31 | 8,11 | 0,9995 | 4E-4 | 1173,23 | 5,37E-04 | 5,18E-04 | 3,45 |
| | F | 0,29 | 8,86 | 0,9990 | 9E-4 | 1408,01 | 5,03E-04 | 4,81E-04 | 4,44 |

Livermore. Cette dernière a été transformée pour reproduire les valeurs simulées d'efficacité de comptage avec les 24 fantômes de la librairie.

Dans un premier temps, les valeurs d'efficacité de comptage mesurées avec le mannequin physique Livermore doté de différentes plaques (P0 – P4) sur les installations du Laboratoire d'analyse médicale d'AREVA NC de La Hague ont été directement comparées à celles simulées pour les fantômes féminins. Ainsi, il a été observé que les valeurs simulées avec le fantôme 85A sont équivalentes à celles des mesures Livermore associées à la plaque 1 comme le montre le tableau V. L'écart relatif donné dans ce tableau montre des différences < 5 % pour des énergies photoniques supérieures à 59,5 keV mais sensiblement plus importantes pour les photons de 22, 33 et 40 keV. Ces valeurs restent cependant acceptables puisque la composition des tissus du modèle 85A et celle du mannequin du Livermore sont loin d'être les mêmes. De cette comparaison, ressort la conclusion suivante : le fantôme physique du Livermore associé à la plaque P1

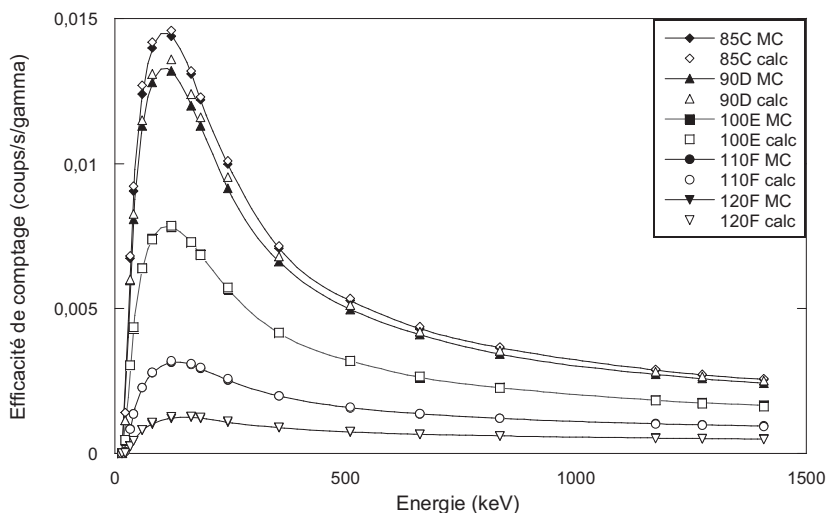


Figure 5 – Variation de l’efficacité de comptage (coups/s/gamma) avec l’énergie (keV) : comparaison des valeurs simulées MC (symboles noirs et courbes pleines) et celles calculées par l’équation (1) (symboles blancs) pour les modèles : 85C (diamants), 90D (triangles), 100E (carrés), 110F (cercles) et 120F (triangles inversés). La courbe du 85A étant la référence pour l’équation.

Counting efficiency (counts/s/gamma) variation with energy (keV): comparing the MC simulated values (black symbols) and those calculated using equation (1) (white symbols) for the following models: 85C (diamonds), 90D (triangles), 100E (squares), 110F (circles) and 120F (inverted triangles). The 85A curve being the reference for equation (1).

est équivalent à une femme de taille de poitrine 85A en prenant en compte les différents positionnements des détecteurs réalisés.

Dans un second temps, l’équation (1) a été testée pour transformer une courbe mesurée avec le Livermore (et différentes combinaisons de plaques) en une courbe simulée d’abord à celle du modèle 85A puis aux 23 autres modèles. Les valeurs obtenues pour les paramètres $c_1 - c_2$ sont données dans le tableau VI avec le coefficient de régression (R^2) associé définissant la qualité de l’interpolation. De ce tableau, il ressort que la meilleure interpolation pour reproduire la valeur de l’efficacité de comptage du 85A est obtenue avec le fantôme Livermore associé à la plaque P4 (de 4,3 cm d’épaisseur) avec un coefficient de régression $R^2 = 0,99$. Ce résultat semble contredire le précédent (équivalence entre mesure P1 et simulation 85A) mais s’explique par une grande dispersion des efficacités mesurées P1 et simulées 85A pour les basses énergies et un très bon accord à partir de 59 keV (*cf.* Tab. V). Par contre, en utilisant la courbe de référence mesurée avec la plaque P4, une meilleure régression linéaire est obtenue puisque la dispersion des résultats est homogène sur l’ensemble du spectre ; les écarts entre mesure et simulation étant cependant plus importants qu’avec la P1 (*cf.* Farah *et al.*, 2010c).

Tableau V

Valeurs des efficacités de comptage pour la mesure Livermore associée à la plaque P1 et comparaison aux valeurs simulées (MC) pour le modèle 85A.
Counting efficiency values for the Livermore measurement associated to chest plate P1 and comparison to simulated values obtained for the 85A model.

| Énergie (keV) | P1 efficacité mesurée (coups/s/γ) | Efficacité MC du 85A (coups/s/γ) | Écart relatif (%) |
|---------------|-----------------------------------|----------------------------------|-------------------|
| 15,3 | 1,21E-04 | 1,10E-04 | 8,6 |
| 22,2 | 3,29E-03 | 2,43E-03 | 25,9 |
| 33,7 | 1,16E-02 | 9,41E-03 | 18,6 |
| 40,5 | 1,44E-02 | 1,22E-02 | 15,4 |
| 59,5 | 1,72E-02 | 1,60E-02 | 7 |
| 81,2 | 1,76E-02 | 1,75E-02 | 0,5 |
| 122,1 | 1,68E-02 | 1,76E-02 | -4,9 |
| 165,9 | 1,51E-02 | 1,57E-02 | -4,2 |
| 185,7 | 1,42E-02 | 1,46E-02 | -2,5 |
| 245,0 | 1,17E-02 | 1,18E-02 | -0,3 |
| 356,0 | 8,36E-03 | 8,16E-03 | 2,4 |
| 511,13 | 5,90E-03 | 5,99E-03 | -1,6 |
| 661,7 | 4,75E-03 | 4,85E-03 | -2,2 |
| 834,8 | 4,05E-03 | 4,03E-03 | 0,6 |
| 1173,2 | 3,29E-03 | 3,14E-03 | 4,5 |
| 1274,5 | 3,08E-03 | 2,95E-03 | 4,1 |
| 1408,0 | 2,79E-03 | 2,76E-03 | 0,9 |

En utilisant les paramètres $c_1 - c_2$ donnés pour la plaque P4, la valeur simulée de l'efficacité de comptage du modèle 85A est retrouvée avec un écart relatif maximal égal à 8,7 % pour la raie de l' ^{152}Eu à 40 keV (Tabl. VII). La figure 6 compare les courbes d'efficacité de comptage obtenues par simulations MC et celles calculées par l'équation (1), à partir de la mesure P4, et en utilisant les données des tableaux V et VI et ce pour les modèles suivants : 85B, 90C, 100D, 110E et 120F. Pour ces exemples, l'écart relatif maximal entre les simulations et les valeurs calculées par l'équation sont inférieurs à 10 %.

En conclusion, il est possible d'estimer l'efficacité de comptage de tout sujet féminin en utilisant l'équation (1) et la mesure Livermore avec la plaque P4 comme référence. Cependant, cette référence nécessite le recours aux paramètres c_1 et c_2 du tableau VI pour corriger les différences morphologiques existantes entre le Livermore et le sujet féminin concerné. Par ailleurs, l'utilisation de la plaque P1 comme référence reste possible et ne requiert aucune correction de morphologie intermédiaire ($c_1 = 1$ et $c_2 = 0$) mais induit forcément une erreur sur les basses énergies (cf. Tab. V).

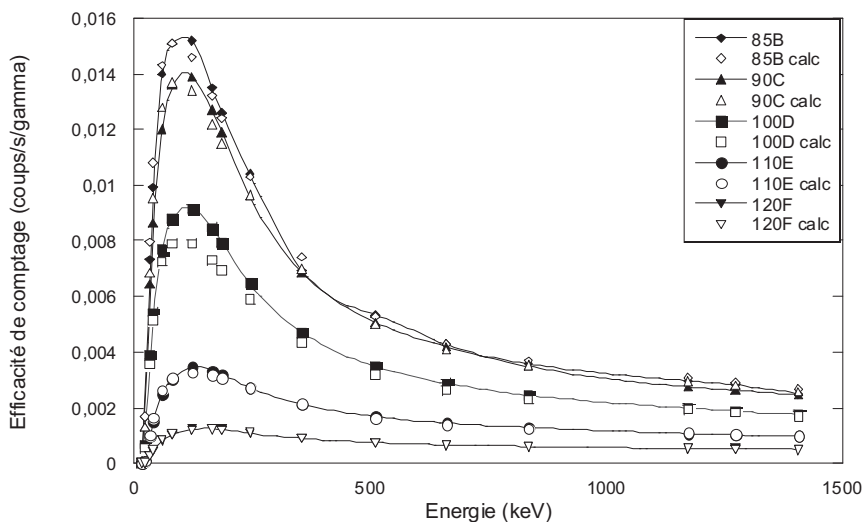


Figure 6 – Variation de l'efficacité de comptage (coups/s/gamma) avec l'énergie (keV) : comparaison avec les valeurs simulées MC (symboles noirs et courbes pleines) et celles calculées par l'équation (1) (symboles blancs) pour les modèles : 85B (diamants), 90C (triangles), 100D (carrés), 110E (cercles) et 120F (triangles inversés). La courbe mesurée du Livermore associée à la plaque 4 étant la référence pour l'équation.

Counting efficiency (counts/s/gamma) variation with energy (keV): comparing the MC simulated values (black symbols) and those calculated using equation (1) (white symbols) for the following models: 85B (diamonds), 90C (triangles), 100D (squares), 110E (circles) and 120F (inverted triangles). The Livermore measurement with plate P4 being the reference for equation (1).

3.3. Discussion : corrélation des paramètres avec la morphologie

Dans cette partie, il s'agit de donner une validation supplémentaire de l'équation développée par l'étude de la corrélation des paramètres introduits (c_1 et c_2) avec la morphologie et ce à partir des données simulées ainsi que des mesures Livermore. Cette étude vise aussi à développer une méthode pratique pour le choix des paramètres c_1 et c_2 et pour utiliser l'équation développée afin d'estimer l'efficacité de comptage en l'absence de modèle numérique représentant le sujet surveillé.

La corrélation de c_1 avec le volume pulmonaire a été étudiée à partir des données simulées MC et des trois plus grands tours de poitrine. Pour les modèles de tour 100, 110 et 120, c_1 est supposé représenter le rapport entre le volume pulmonaire de référence (2,3 L) et celui modifié (2,99 L). Puisque les trois plus grands tours ont le même volume pulmonaire, ils doivent avoir le même paramètre c_1 , quel que soit le bonnet, et avec une valeur de 0,77. Bien que cette valeur de c_1 soit plutôt acceptable pour le tour de poitrine 100 (*cf.* Tab. IV), c'est loin d'être le cas pour les fantômes de tour 110 et 120 ($c_1 \sim 0,5$ et $0,3$, respectivement). Toutefois, pour un

Tableau VI

Valeurs de c_1 et c_2 pour les différentes mesures Livermore associées aux différentes plaques et valeurs du coefficient de régression obtenu par l'interpolation linéaire.

Values of parameters c_1 and c_2 for the different Livermore measurements associated to various chest plates and values of regression factor R^2 obtained using a linear interpolation of the data.

| Plaque mesure référence | c_1 | c_2 (g/cm ²) | R^2 |
|-------------------------|-------|----------------------------|-------|
| P0 | 0,96 | 1,19 | 0,964 |
| P1 | 0,99 | 0,18 | 0,206 |
| P2 | 1,05 | -0,14 | 0,192 |
| P3 | 1,20 | -1,00 | 0,982 |
| P4 | 1,30 | -1,91 | 0,990 |

Tableau VII

Comparaison des efficacités de comptage simulées pour le modèle 85A (MC) et celles estimées par l'équation à partir de la mesure Livermore associée à la plaque P4 à différentes énergies.

Comparison of simulated counting efficiencies obtained for the 85A model and the values calculated using Equation (1) starting from the Livermore measurement associated to chest plate P4 at different energies.

| Énergie (keV) | Efficacité calculée à partir de P4 (coups/s/γ) | Efficacité MC du 85A (coups/s/γ) | Écart relatif (%) |
|---------------|--|----------------------------------|-------------------|
| 22,2 | 2,48E-03 | 2,43E-03 | -2,1 |
| 40,5 | 1,33E-02 | 1,22E-02 | 8,7 |
| 122,1 | 1,67E-02 | 1,76E-02 | 5,2 |
| 356,0 | 8,16E-03 | 8,16E-03 | 0,05 |
| 1173,2 | 3,24E-02 | 3,14E-03 | -3,4 |

tour de poitrine donné, le coefficient c_1 reste constant pour tous les bonnets conformément aux hypothèses formulées. En réalité, dans les simulations, la distance peau-détecteurs a été modifiée avec la variation du tour de poitrine pour éviter toute collision des détecteurs avec les seins. Ainsi, l'angle solide des détecteurs couvrant les poumons est modifié et le paramètre c_1 ne peut représenter le rapport exact des volumes pulmonaires. De plus, quand la régression linéaire est utilisée, c_1 et c_2 sont simplement les meilleures approximations permettant l'ajustement des données simulées. Les variations du volume des poumons, du tour de poitrine, du bonnet, et de l'angle solide des détecteurs sont naturellement regroupés dans les paramètres c_1 et c_2 . Par ailleurs, la corrélation de c_2 avec l'épaisseur extra-thoracique est étudiée pour tous les fantômes et toutes les données simulées. Pour ces modèles, le paramètre c_2 est supposé reproduire une épaisseur

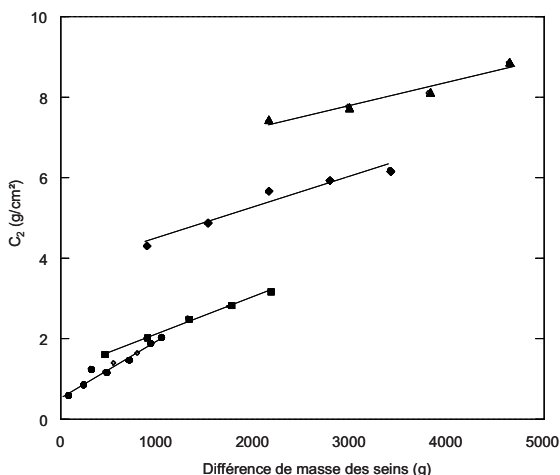


Figure 7 – Variation du paramètre c_2 (g/cm²) avec la différence de la masse des seins (g) pour les tours de poitrines 85-90 (cercles), 100 (carrés), 110 (diamants) et 120 (triangles) ; interpolation linéaire effectuée par Microsoft Excel 2008TM : 85-90 : $y = 0,0016x + 0,4034$, $R^2 = 0,952$. 100 : $y = 0,0009x + 1,2424$, $R^2 = 0,994$. 110 : $y = 0,0008x + 3,7414$, $R^2 = 0,955$. 120 : $y = 0,0006x + 6,1098$, $R^2 = 0,961$.

Variation of parameter c_2 (g/cm²) with breast weight difference (g) for chest girth 85-90 (circles), 100 (squares), 110 (diamonds) and 120 (triangles); linear interpolation given by Microsoft Excel 2008TM : 85-90 : $y = 0.0016x + 0.4034$, $R^2 = 0.952$. 100 : $y = 0.0009x + 1.2424$, $R^2 = 0.994$. 110 : $y = 0.0008x + 3.7414$, $R^2 = 0.955$. 120 : $y = 0.0006x + 6.1098$, $R^2 = 0.961$.

moyenne d'atténuation directement reliée à la variation de la taille de poitrine. Puisque cette épaisseur absorbante ne peut pas être exactement définie, il est raisonnable d'étudier la corrélation de c_2 avec la variation de la masse de poitrine entre le modèle de référence (85A) et tout nouveau modèle. La figure 7 montre que la variation de c_2 avec l'augmentation de la masse des seins suit une tendance linéaire, et ce pour tous les tours créés. Cependant la forme exacte, et en particulier la pente de l'interpolation linéaire, dépend entièrement du tour de poitrine.

Les mêmes corrélations ont été observées pour les paramètres c_1 et c_2 avec une courbe mesurée Livermore comme référence (P1 ou P4 transformée). En effet, c_2 a montré une variation linéaire avec l'épaisseur de plaque, conformément aux attentes, avec un coefficient de régression (R^2) égal à 0,992. Par ailleurs, c_1 a montré une variation linéaire avec la distance poumons-détecteurs : corrélation étudiée dans le cas où le volume pulmonaire reste inchangé.

Enfin, pour donner une relation pratique pour le choix de c_1 et c_2 , on peut examiner l'existence d'une corrélation entre ces paramètres pour les tours 100, 110 et 120. D'après la figure 8, une tendance linéaire qui montre la variation de c_1 en fonction de c_2 est observée. Cette corrélation est d'un intérêt particulier puisqu'elle

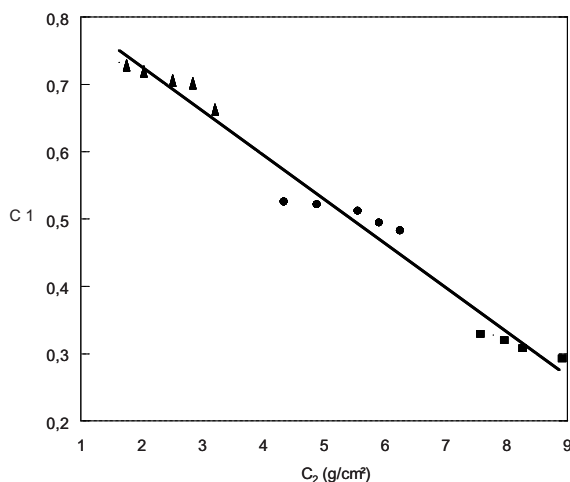


Figure 8 – Variation du paramètre c_1 en fonction du paramètre c_2 (g/cm²) pour les tours de poitrine 100 (triangles), 110 (cercles) et 120 (carrés), tous les bonnets sont représentés ; interpolation linéaire effectuée par Microsoft Excel 2008TM : $y = -0,0656 x + 0,8574$, $R^2=0,9728$.

Variation of parameter c_1 as a function of parameter c_2 (g/cm²) for chest girth 100 (triangles), 110 (circles) and 120 (squares), where all cup sizes are represented (black symbols); linear interpolation given by Microsoft Excel 2008TM: $y = -0.0656 x + 0.8574$, $R^2=0.9728$.

permet le calcul des efficacités de comptage en fonction de la morphologie de la personne surveillée. Quand une bonne estimation de c_2 existe, *i.e.* une estimation de la variation du bonnet, une valeur réaliste de c_1 peut être calculée. À titre d'exemple, cette équation peut être utilisée pour estimer l'efficacité de comptage pour une personne de tour de poitrine 95C pour qui aucun modèle numérique n'a été développé. Dans la publication de Turner et Dujon (2005), les auteurs ont estimé que le rajout de masse de tissu pour faire varier le bonnet d'une personne d'un tel tour de poitrine (95) serait le même que celui d'une personne de tour de poitrine 100. En utilisant l'association 95C/100B (ou 100C/110B, 115D/120C) suggérée par Wood *et al.* (2008), la valeur $c_2 = 1,63$ est tirée du tableau IV et l'équation donnée dans la figure 8 est utilisée. Pour ce cas, la valeur estimée du paramètre c_1 est de 0,75. En utilisant ces paramètres et l'équation (1), l'efficacité de comptage obtenue pour le sujet de tour de poitrine 95 et un bonnet C est de $8,7 \times 10^{-3}$ coups/s/gamma pour la raie de l'²⁴¹Am à 59,54 keV. Cette valeur d'efficacité de comptage est raisonnablement correcte puisqu'elle est inférieure à celle du modèle 90D ($1,13 \times 10^{-2}$ coups/s/gamma) mais supérieure à celle du 100B ($8,57 \times 10^{-3}$ coups/s/gamma). Il est suggéré d'utiliser cette méthode pour les tours de poitrine entre 95 et 120 pour lesquels aucun fantôme n'a été développé. Pour les tours entre 80 et 90 il est proposé de simplifier l'utilisation des valeurs de

c₂ données dans le tableau III et ce, en utilisant les valeurs obtenues pour le tour 85 quand une personne de tour 80 se présente.

4. Conclusion

La librairie de modèles féminins développés dans cette étude compense l'absence des modèles physiques féminins pour l'étalonnage des installations d'anthroporadiamétrie. Ce travail utilise les formats 3D flexibles Mesh et NURBS pour créer un fantôme thoracique féminin équivalent au nouveau fantôme voxelisé de référence de la CIPR représentant la femme adulte. À partir de ce modèle, une librairie de 24 différents fantômes thoraciques féminins a été créée, combinant différents tours de poitrines (85-120), bonnets (A-F), organes internes et morphologies. Ces modèles représentent les mensurations les plus communes ; leur conception est basée sur les statistiques des experts de l'habillement et les recommandations de la chirurgie plastique.

L'influence de la taille de la poitrine sur le comptage a été ensuite étudiée. Les simulations MC ont été réalisées avec une source de 17 raies photoniques de différentes énergies allant de 15 keV à 1,4 MeV et un système de comptage pulmonaire typique formé de 4 détecteurs germanium. Nous avons ainsi pu mettre en évidence et quantifier la réduction de l'efficacité de comptage de ces détecteurs avec l'augmentation de la taille et du tour de poitrine et ce pour les radionucléides de basse énergie (allant jusqu'à 85 % pour le 85E en comparaison au 85A). Par ailleurs, pour les émetteurs de haute énergie, cette atténuation est sensiblement moins importante et reste relativement constante quel que soit le bonnet. Ces calculs permettent une première correction des coefficients d'étalonnage ; leur application permet d'optimiser la surveillance des travailleuses du nucléaire pour une meilleure estimation de l'activité incorporée.

Par la suite, la mise en équation de la variation de l'efficacité de comptage en fonction de la morphologie a été réalisée. L'influence de la variation de l'épaisseur extra-thoracique et du volume de l'organe chargé sur le comptage a été déterminée. Leur effet a ainsi pu être pris en compte dans les paramètres de l'équation. Les premiers résultats montrent que cette équation reproduit de manière très acceptable les simulations Monte Carlo (écart relatif maximum <10 %). Dans un deuxième temps, l'équation établie a été appliquée aux mesures obtenues avec le fantôme de type Livermore. Nous avons ainsi pu montrer qu'il était possible de transformer une courbe mesurée en une courbe simulée et des recommandations ont également été données pour généraliser l'utilisation de l'équation à toute personne surveillée.

L'équation développée permet d'étudier la variation de l'efficacité de comptage avec la morphologie du sujet surveillé, et, en cela elle contribue à

l'obtention d'une meilleure estimation de l'efficacité, mais ne permet pas une mesure complètement personnalisée. Pour aller plus loin dans la démarche de personnalisation de la mesure *in vivo*, un projet en cours vise au développement d'une plateforme de raisonnements à partir de cas. Pour chaque sujet surveillé, le fantôme le plus similaire sera choisi à partir d'une base de données, puis adapté à la morphologie de la personne à l'aide des réseaux de neurones (Makovicka *et al.*, 2009 ; Henriët *et al.*, 2010 ; Farah *et al.*, 2010d).

Remerciements. *Ce travail est réalisé dans le cadre du PIC DOSINTER, programme de collaboration entre AREVA et l'IRSN. Les auteurs tiennent à remercier le Dr. Patrick Min pour sa collaboration dans l'utilisation et l'amélioration du logiciel Binvox.*

RÉFÉRENCES

- Agostinelli S., Allison J., Amako K., Apostolakis J., Araujo H., Arce P., *et al.* (2003) Geant4: a Simulation Toolkit., *Nucl. Instrum. Methods A* **506** (3), 250-303.
- Aubineau-Laniece I., de Carlan L., Clairand I., Lemosquet A., Chiavassa S., Pierrat N., Bardies M., Franck D. (2005) Current developments at IRSN on computational tools dedicated to assessing doses for both internal and external exposure, *Radiat. Prot. Dosim.* **115** (1-4), 522-529.
- Berger C.D., Lane B.H. (1985) Biometric estimate of chest wall thickness of females *Health Phys.* **49**, 419-424.
- Berger M.J., Hubbell J.H., Seltzer S.M., Chang J., Coursey J.S., Sukumar R., Zucker D.S. (2005) XCOM: Photon Cross Section Database National Institute of Standards and Technology (<http://physics.nist.gov/xcom>).
- Brown T.P., Ringrose C., Hyland R.E., Cole A.A., Brotherston T.M. (1999). A method of assessing female breast morphometry and its clinical application, *Br. J. Plast. Surg.* **52**, 355-359.
- Clairand I., Bouchet L.G., Ricard M., Durigon M., Di Paola M., Aubert B. (2000) Improvement of internal dose calculations using mathematical models of different adult heights, *Phys. Med. Biol.* **45** (10), 2771-2785.
- Comité Européen de Normalisation (2004) Désignation des tailles de vêtements : partie 3 : Mesures et intervalles, EN 13402-3.
- Fabié A., Delay E., Chavoïn J.P., Soulhiard F., Seguin P. (2006) Plastic surgery application in artistic studies of breast cosmetic, *Ann. Chir. Plast. Esthet.* **51**, 142-150.
- Farah J., Broggio D., Franck D. (2010a) Creation and use of adjustable phantoms: application for the lung monitoring of nuclear workers, *Health Phys.* **99** (5), 649-661.
- Farah J., Broggio D., Franck D. (2010b) Examples of Mesh and NURBS modeling for *in vivo* lung counting studies, *Radiat. Prot. Dosim.*, doi: 10.1093/rpd/ncq313.
- Farah J., Broggio D., Franck D. (2010c) Female workers and *in vivo* lung monitoring: a simple model for morphological dependency of counting efficiency curves, *Phys. Med. Biol.* **55**, 7377-7395.
- Farah J., Henriët J., Broggio D., Laurent R., Fontaine E., Chebel-Morello B., Sauget M., Salomon M., Makovicka L., Franck D. (2010d) Development of a new CBR-Based platform for human contamination emergency situations, *Radiat. Prot. Dosim.*, doi:10.1093/rpd/ncq440.
- Franck D., Borissov N., de Carlan L., Pierrat N., Genicot J.L., Etherington G. (2003), Application of Monte Carlo calculations to calibration of anthropomorphic phantoms used for activity assessment of actinides in lungs, *Radiat. Prot. Dosim.* **105** (1-4), 403-408.

- Franck D., de Carlan L., Pierrat N., Broggio D., Lamart S. (2007) OEDIPE: a new graphical user interface for fast construction of numerical phantoms and MCNP calculations, *Radiat. Prot. Dosim.* **127** (1–4), 262–265.
- Griffith R.V., Dean P.N., Anderson A.L., Fisher J.C. (1978) Fabrication of a tissue-equivalent torso phantom for intercalibration of in-vivo transuranic-nuclide counting facilities, *Symp. Adv. Radiat. Prot. Monit.* (Stockholm, Sweden).
- Henriet J., Farah J., Chebel-Morello B., Bopp M., Broggio D., Makovicka L. (2010) Feasibility study of a new platform based on the Case-Based Reasoning principles to efficiently search and store voxel phantoms, *Radioprotection* **45** (1), 67-82.
- ICRP Publication 110 (2009) Adult Reference Computational Phantoms, *Ann. ICRP* **39** (2).
- ICRU Report 44 (1989) Tissues Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements.
- Kovtun A.N., Firsanov V.B., Fominykh V.I. and Isaakyan G.A. (2000) Metrological parameters of the unified calibration whole-body phantom with gamma-emitting radionuclides, *Radiat. Prot. Dosim.* **89** (3-4), 239-242.
- Kramer R., Zankl M., Williams G., Dexter G. (1982) The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part I: the male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantoms, Report GSF-Bericht S-885, München, GSF.
- Kramer R., Vieira J.W., Khoury H.J., Lima F.R.A., Fülle D. (2003) All About MAX: A Male Adult VoXel phantom for Monte Carlo Calculations in Radiation Protection Dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **48** (9), 1239-1269.
- de La Grandmaison G.L., Clairand I., Durigon M. (2001) Organ Weight in 684 adult autopsies: new tables for a caucasoid population, *For. Sci. Int.* **119**, 149-154.
- Makovicka L., Vasseur A., Sauget M., Martin E., Gschwind R., Henriet J., Salomon M. (2009) Avenir des nouveaux concepts des calculs dosimétriques basés sur les méthodes de Monte Carlo, *Radioprotection*, **44** (1), 77-88.
- Min P. (2004), Binvx 3D Mesh voxelizer. <http://www.cs.princeton.edu/~min/binvox/>.
- Newton D., Wells A.C., Mizushita S., Toohey R.E., Sha J.Y., Jones R., Jefferies S.J., Palmer H.E., Rieckts G.A., Anderson A.L., Campbell G.W. (1985). The Livermore phantom as a calibration standard in the assessment of plutonium in lungs. *Proceedings of a Symposium, Assessment of Radioactive Contamination in Man*, Paris, 19–23 november 1984, organized by IAEA in cooperation with WHO.
- Nooruddin F., Turk G. (2003) Simplification and Repair of Polygonal Models Using Volumetric Techniques, *IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics* **9**, 191-205.
- Pechter E.A. (1998) A new method for determining bra size and predicting postaugmentation breast size, *Plast. Reconstr. Surg.* **102** (4).
- Pelowitz D.B. (2008), MCNPX User's manual version 2.6.0, Los Alamos National Laboratory, Report LA-CP-07-1473.
- Petoussi-Hens N. Zankl M. (1998) Voxel anthropomorphic models as a tool for internal dosimetry, *Radiat. Prot. Dosim.* **79**, 415-418.
- Regnault P., Baker T.J., Gleason M.C., Gordon H.L., Grossman A.R., Lewis J.R., Waters W.R., Williams J.E. (1972) Clinical trial and evaluation of a proposed new inflatable mammary prosthesis, *Plast. Reconstr. Surg.* **50**, 220.
- Salvat F., Fernandez-Varea J.M., Acosta E., Sempau J. (2001) PENELOPE, a Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport, NEA/NSC/DOC(2001)19, ISBN:92-64-18475-9.
- Segars W.P. (2001), PhD thesis, University of North Carolina at Chapel Hill.
- Segars W.P., Tsui B. (2007) 4D MOBY and NCAT phantoms for medical imaging simulation of mice and men, *J. Nucl. Med. Meet. Abst.* **48** (2), 203P.

- Sigurdson L.J., Kirkland S.A. (2006). Breast volume determination in breast hypertrophy: an accurate method using two anthropomorphic measurements, *Plast. Reconstr. Surg.* **118** (2).
- Smith D.J., Palin W.E., Katch V.L., Bennett J.E. (1986) Breast volume and anthropomorphic measurements: Normal Values, *Plast. Reconstr. Surg.* **78** (3).
- Turner A.J., Dujon D.G. (2005) Predicting cup size after reduction mammoplasty, *Br. Jr. Plast. Surg.* **58**, 290-298.
- Vandeput J.J., Nelissen M. (2002) Considerations on Anthropometric Measurements of the Female Breast, *Aesth. Plast. Surg.* **26**, 348-355.
- Warren R., Thompson D., del Farte C., Cordell M., Highnam R., Tromans C., Warsi I., Ding J., Sala E., Estrella F., Solomindes A.E., Odeh M., McClatchey R., Bazzocchi M., Amendolia S.R., Brady M. (2007) A comparison of some anthropometric parameters between an Italian and a UK population: "proof of principle" of a European project using MammoGrid, *Clin. Rad.* **62**, 1052-1060.
- Wood K., Cameron M., Fitzgerald K. (2008) Breast size, bra fit and thoracic pain in young women: a correlation study, *Chiropr. Osteopat.* **16** (1).
- Xu X.G., Taranenko V., Zhang J., Shi C. (2007) A boundary-representation method for designing whole-body radiation dosimetry models: pregnant females at the ends of three gestational periods - RPI-P3, -P6 and -P9, *Phys. Med. Biol.* **52** (23), 7023-7044.
- Zaidi H., Xu X.G. (2007). Computational anthropomorphic models of the human anatomy: the path to realistic Monte Carlo modelling in radiological sciences, *Annu. Rev. Biomed. Eng.* **9**, 471-500.
- Zankl M., Wittmann A. (2001) The adult male voxel model 'Golem' segmented from whole-body CT patient data, *Radiat. Environ. Biophys.* **40**, 153-162.
- Zankl M., Petoussi-Hens N., Fill U., Regulla D. (2003) The application of voxel phantoms to the internal dosimetry of radionuclides, *Radiat. Prot. Dosim.* **105**, 539-547.
- Zubal I.G., Harrell C.R., Smith E.O., Rattner Z., Gindi G., Hoffer P.B. (1994) Computerized three dimensional segmented human anatomy, *Med. Phys.* **21** (2), 299-302.