

Optimisation de la dose « patient » pour applications radiologiques spécifiques

L. STRUELENS¹, F. VANHAVERE¹, K. SMANS¹

(Manuscrit reçu le 14 mai 2007, accepté le 3 août 2007)

RÉSUMÉ La grandeur *dose efficace* peut elle aussi fournir une contribution utile au processus d'optimisation des doses patients pour la radiologie vasculaire et la cardiologie. Pour la détermination de la dose efficace à l'aide de MCNP ou de MCNP-X, des différents fantômes anthropomorphes disponibles sont comparés. Afin de valider les simulations sur ordinateur, on effectue également des mesures de la dose efficace à l'aide d'un fantôme Rando-Alderson. Des différentes doses aux organes par produit dose-surface (PDS) sont calculées pour l'abdomen PA d'un champ de rayonnement et d'un spectre de 75 kVp et de 6,5 mm Al + 0,1 mm Cu pour 4 fantômes différents : (1) le fantôme mathématique *BODYBUILDER* ; (2) le fantôme voxelisé *MAX* ; (3) le modèle voxelisé du fantôme RA ; (4) le fantôme expérimental RA. À partir de ces doses aux organes une dose efficace par PDS est obtenu de respectivement 0,151 mSv/Gy cm² ; 0,141 mSv/Gy cm² ; 0,295 mSv/Gy cm² et de 0,245 mSv/Gy cm² pour les 4 fantômes susmentionnés. On note de grandes différences pour ce qui est des doses aux organes entre les fantômes mathématiques couramment utilisés dans le passé, et les modèles voxelisés de plus en plus utilisés. La différence pour le facteur global de conversion pour la dose efficace est plus faible. Les doses pour le fantôme RA (mesurées et calculées) sont systématiquement supérieures à celles de *BODYBUILDER* et de *MAX*.

ABSTRACT Optimization of patient dose for specific radiological applications.

The knowledge of effective dose can have a useful contribution to the optimization process of patient doses in vascular radiology and cardiology. For the determination of effective dose with computer codes like MCNP or MCNP-X, different available anthropomorphic phantoms were compared. In order to validate the calculations, the effective dose was also measured with the use of the Rando-Alderson (RA) phantom. Organ doses, normalized to the dose-area-product (DAP), are calculated for an abdomen PA irradiation with a spectrum composed by 75 kVp and 6.5 mm Al + 0.1 mm Cu. For 4 different phantoms: (1) the mathematical phantom *BODYBUILDER*; (2) the voxel phantom *MAX*; (3) a voxel model of the RA-phantom; (4) the experimental RA phantom. From these organ doses, effective doses were calculated of 0.151 mSv/Gy cm²; 0.141 mSv/Gy cm²; 0.295 mSv/mGy cm² and 0.245 mSv/Gy cm², respectively. We observed large differences between organ doses for the mathematical phantoms used frequently in the passed and the voxel models. The difference is smaller for the global effective dose factor. The organ doses were systematically higher for the Rando-Alderson phantom (experimental and calculated), compared to *BODYBUILDER* and *MAX*.

Keywords: mathematical phantom / voxel phantom / organ dose / effective dose

¹ SCK•CEN, Centre d'étude de l'énergie nucléaire, Institut Environnement, Santé et Sécurité, Boeretang 200, Mol, Belgique.

1. Introduction

L'utilisation des radiations ionisantes pour le diagnostic médical est certes justifiée, mais il convient de toujours veiller à ce que les doses administrées lors des différents examens aux rayons X respectent le principe ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*). Les images aux rayons X devront être prises à l'aide de la plus faible dose de radiations nécessaires pour pouvoir faire un diagnostic exact.

Les directives européennes actuelles et la législation belge demandent que l'on accorde une attention particulière à l'optimisation de la dose pour les procédures à doses élevées telles que l'angiographie et la radiologie interventionnelle, ainsi que pour les groupes sensibles aux radiations, tels que les patients pédiatriques. Une première étape essentielle dans l'optimisation des doses « patients » consiste en la détermination des doses encourues pour les différentes procédures de rayons X.

Une étape importante fut le lancement d'un projet-pilote, financé par l'AFCN (Agence fédérale pour le contrôle nucléaire), pour les évaluations de doses en radiologie vasculaire et en cardiologie. On a constaté qu'un moyen efficace pour la mesure des doses « patients », pour de telles procédures complexes, réside dans l'utilisation d'un instrument PDS (Produit Dose-Surface). Grâce à des mesures intensives, effectuées pendant 2 ans, dans des hôpitaux belges, on a pu rassembler un nombre considérable de données. Il ressort cependant de cette étude et d'une étude précédente (Struelens, 2005) que l'enregistrement PDS n'est pas toujours la seule grandeur et la mieux appropriée pour ces procédures. La grandeur *dose efficace* peut elle aussi fournir une contribution utile au processus d'optimisation pour la radiologie vasculaire et la cardiologie. La dose efficace E est la somme pondérée des doses aux organes et est utilisée en radioprotection pour l'estimation du risque stochastique d'une exposition aux rayonnements ionisants. En général, la valeur E est calculée, à l'aide de facteurs de conversion appropriés, à partir d'une grandeur dosimétrique aisément mesurable, telle que, par exemple, le PDS. Ces facteurs de conversion sont calculés au moyen de modèles théoriques de transport de particules, qui reproduisent le plus fidèlement possible la situation physique et clinique.

Dans le passé, des facteurs de conversion étaient déjà calculés de manière systématique par diverses organisations pour différentes régions anatomiques et projections de radiations lors de procédures radiologiques classiques (Hart *et al.*, 1994 ; Drexler *et al.*, 1990). Les régions anatomiques et les qualités des radiations diffèrent cependant de celles qui sont utilisées en radiologie vasculaire. C'est pourquoi il convient de faire une estimation ou un choix du facteur de conversion le plus approprié, avec des écarts allant jusqu'à 40 % lors du calcul de la dose efficace lors de procédures vasculaires (Struelens, 2005).

Dans le cadre de l'optimisation de la dose « patient », on note donc la nécessité de disposer de tableaux systématiques de facteurs de conversion permettant de calculer la dose efficace pour l'offre complète des procédures vasculaires et cardiologiques.

Pour la détermination de ces facteurs de conversion à l'aide de MCNP ou de MCNP-X, on dispose de plusieurs fantômes anthropomorphes représentant le patient. En vue de déterminer le fantôme qui sera utilisé pour l'établissement des tableaux des facteurs de conversion, on compare, lors d'une première étude, les différents fantômes anthropomorphes pour un spectre et un champ typiques de radiations en radiologie vasculaire. Afin de valider les simulations sur ordinateur, on effectue également des mesures de la dose efficace à l'aide d'un fantôme Rando-Alderson.

2. Matériel et méthode

Pour la détermination des doses totales au corps et des doses aux organes, on a mis au point des modèles théoriques de l'anatomie humaine. Le premier modèle est une représentation mathématique où des équations pour des plans, des sphères, des cylindres, etc. sont utilisées pour décrire les organes. Ces modèles décrivent l'anatomie de manière approximative. À présent on utilise plutôt des modèles voxelisés afin d'obtenir une représentation aussi fidèle que possible de l'homme. Des images numériques de haute résolution de l'anatomie interne sont utilisées pour créer une représentation tridimensionnelle, constituée d'éléments voxel, de la forme, du volume et de la composition des différents organes et tissus.

Initialement, les calculs étaient effectués à l'aide de MCNP-4B, avec le fantôme mathématique *BODYBUILDER* (Van Riper, 2001) en tant que modèle pour le patient. Puis, le fantôme mathématique fut remplacé par *MAX* (Kramer *et al.*, 2003), un modèle voxelisé disponible, et les calculs étaient effectués à l'aide de MCNP-X. Le fantôme *MAX* est constitué de voxels de 3,6 mm × 3,6 mm × 3,6 mm.

Comme les doses aux organes calculées seront comparées aux doses aux organes déterminées de manière expérimentale sur le fantôme Rando-Alderson (RA), nous avons donc développé un modèle voxelisé de ce fantôme RA et également calculé les doses aux organes à l'aide de MCNP-X. Le fantôme RA est composé d'un squelette humain entouré d'une matière plastique douce équivalente aux tissus mous, à laquelle on a donné la forme du corps humain (sans les bras et les jambes). Le fantôme est composé de 36 disques de 2,5 cm. Chaque disque est pourvu de trous suivant une grille de 3 cm × 3 cm. Ces trous peuvent recevoir des dosimètres tels que par exemple des dosimètres thermoluminescents (TLD).

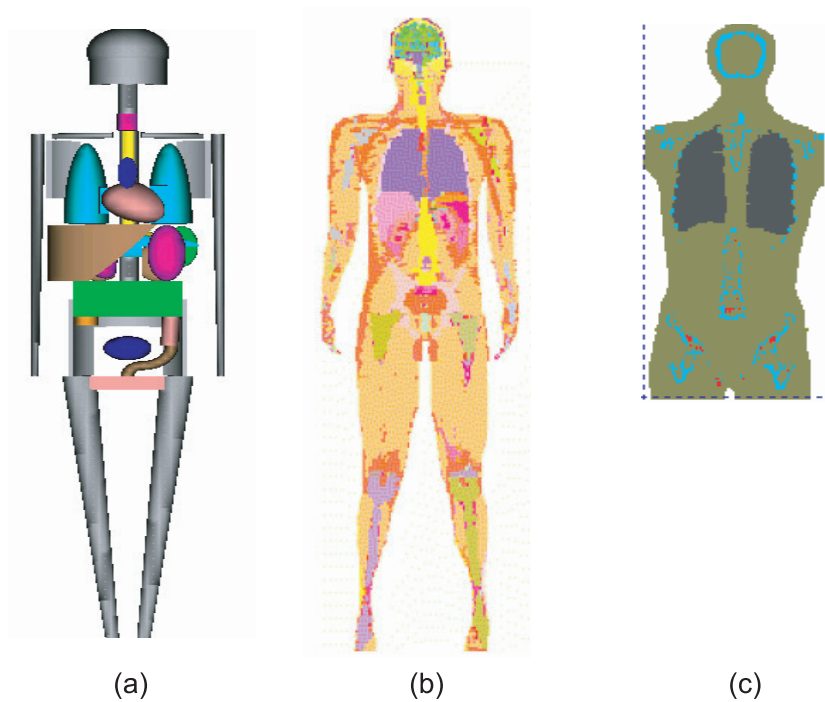


Figure 1 – *Le fantôme mathématique BODYBUILDER (a), le modèle voxel MAX (b) et le modèle voxel du fantôme Rando-Alderson (c).*

The mathematical phantom BODYBUILDER (a), the voxelised model MAX (b) and the voxelised model of the Rando-Alderson phantom (c).

Les trous correspondants dans les différents disques du fantôme sont indiqués par organe (Huda et Sandison, 1984). La dose à l'organe peut ensuite être déterminée comme suit : $D_T = \sum_i f_i(\text{organe}) \times D_i$ où $f_i(\text{organe})$ est la fraction de la masse totale d'un organe dans le disque i et où D_i est la dose moyenne de la partie de l'organe dans le disque i . Le modèle voxelisé a été réalisé en segmentant des images CT du fantôme RA dans le tissu des poumons, dans le tissu mou, le tissu osseux et le matériau du TLD (LiF : Mg, Cu, P). Le modèle est constitué de voxels de $1,5 \text{ mm} \times 1,5 \text{ mm} \times 5,0 \text{ mm}$. La figure 1 donne les trois modèles utilisés pour les calculs Monte Carlo.

Pour les fantômes *BODYBUILDER* et *MAX*, les doses aux organes sont déterminées en calculant l'énergie moyenne absorbée dans les cellules spécifiques, ou voxels qui représentent les différents organes. Pour le modèle voxel du fantôme

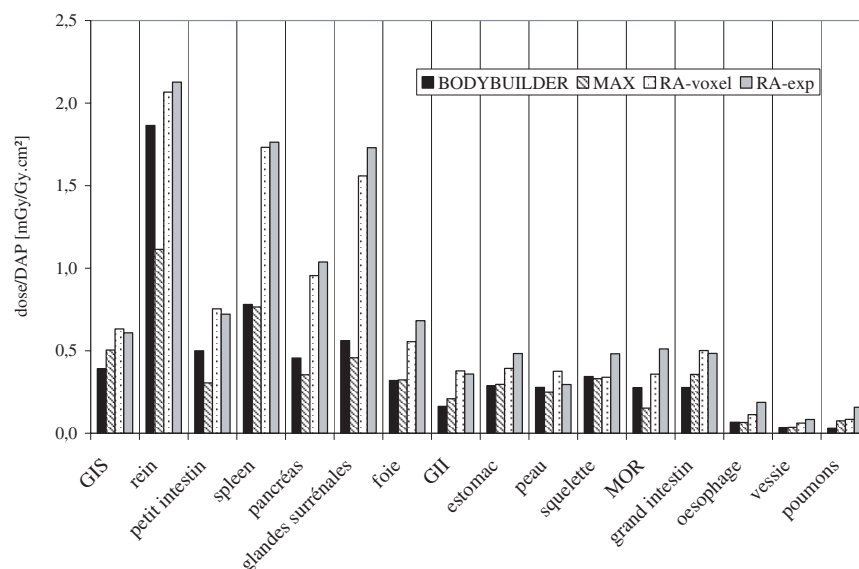


Figure 2 – *Comparaison des doses aux organes des différents fantômes pour calculs MCNP ou de manière expérimentale pour une irradiation PA de l'abdomen (GIS : Grand Intestin Supérieur ; GII : Grand Intestin Inférieur).*

Comparison of the organ doses of the different phantoms used in the MCNP calculations or experimentally for an abdomen PA irradiation (GIS: Upper Large Intestine; GII: Lower Large Intestine).

RA l'énergie absorbée est calculée dans les TLD simulés dans le modèle. Les positions des TLD simulés sont identiques aux TLD lors de la détermination expérimentale des doses aux organes dans le fantôme. On a utilisé 280 TLD au total.

Pour tous les calculs on a simulé une irradiation postérieur-antérieur (PA) de l'abdomen d'une grandeur de champ pertinente et d'un spectre de 75 kVp avec un filtre de 6,5 mm Al + 0,1 mm Cu.

3. Résultats

La figure 2 montre les différentes doses aux organes par produit dose-surface (PDS) pour l'abdomen PA d'un champ de rayonnement et d'un spectre de 75 kVp et de 6,5 mm Al + 0,1 mm Cu pour 4 fantômes différents : (1) le fantôme mathématique *BODYBUILDER* ; (2) le fantôme voxelisé *MAX* ; (3) le modèle voxelisé du fantôme

RA ; (4) le fantôme expérimental RA. À partir de ces doses aux organes il est possible de calculer une dose efficace par PDS de respectivement 0,151 mSv/Gy cm² ; 0,141 mSv/Gy cm² ; 0,295 mSv/Gy cm² et de 0,245 mSv/Gy cm² pour les 4 fantômes susmentionnés.

3.1. Comparaison entre le fantôme mathématique et le fantôme voxelisé

Une comparaison entre le fantôme mathématique *BODYBUILDER* et le fantôme voxelisé *MAX* donne de grandes différences, sans qu'il soit toutefois possible d'avancer que les doses soient systématiquement supérieures ou inférieures pour l'un ou pour l'autre. Pour les organes ayant une dose inférieure chez *BODYBUILDER* par rapport au fantôme *MAX*, nous notons un écart moyen de 33 %, avec un maximum de 95 % (thyroïde). Pour les organes ayant une dose supérieure par rapport à *MAX*, on trouve un écart moyen de -40 %, avec des écarts maximaux allant jusqu'à -116 % (gonades). La dose efficace calculée par PDS pour les deux fantômes présente un écart de -7 %.

Figure 2 montre également d'importants écarts entre *MAX* et *BODYBUILDER* par rapport au modèle voxelisé RA. Les doses pour le fantôme RA sont systématiquement supérieures à celles de *BODYBUILDER* et de *MAX*, avec un écart moyen de 51 % pour les deux fantômes par rapport au fantôme RA.

3.2. Comparaison des doses aux organes expérimentales et calculées

Finalement, les doses aux organes déterminées de manière expérimentale sont comparées aux valeurs calculées du fantôme RA voxelisé. Pour les organes situés entièrement dans le champ, les écarts sont faibles : de -11 % à 4 %. Pour les organes irradiés partiellement, les écarts se situent entre -42 % et 5 %. Pour les organes situés entièrement en dehors du champ les écarts se situent entre -111 % et 5 %.

4. Discussion

4.1. Comparaison des fantômes mathématiques et des fantômes voxel

Les différences entre *BODYBUILDER* et *MAX*, pour ce qui est des doses aux organes calculées, s'expliquent par une différence importante entre les positions des organes par rapport à eux-mêmes et au champ de rayonnement. L'écart du facteur global de conversion pour la dose efficace (E/PDS) est inférieur par le fait que les écarts dans les doses aux organes tendent vers une moyenne.

TABLEAU I

Comparaison de la répartition de la moelle osseuse rouge dans les différents composants du squelette, dans les fantômes BODYBUILDER et MAX.

Comparison of the distribution of red bone marrow in the different skeleton parts in the phantoms BODYBUILDER and MAX.

	BODYBUILDER		MAX	
	masse (g)	Fraction (%)	masse (g)	fraction (%)
Bras	19,9	1,9	43,2	3,6
Côtes	173,6	16,6	271,2	22,6
Colonne vertébrale	297,0	28,4	511,2	42,6
Crâne	137,0	13,1	97,2	8,1
Hanche	378,5	36,2	196,8	16,4
Jambes	39,7	3,8	80,4	6,7
Total	1 045,7	100,0	1 200	100

Ce sont surtout les organes situés à la périphérie du champ qui peuvent présenter de fortes différences de doses. Les reins et l'intestin, par exemple, sont situés exactement dans le champ pour *BODYBUILDER*, tandis que leur position relative par rapport au champ de rayonnement est différente pour le fantôme *MAX*, avec un écart de 65 % environ pour les deux organes.

La manière de calculer la dose dans la moelle osseuse rouge (MOR) est également différente pour les deux fantômes. Les cellules ou voxels, qui représentent le squelette, sont remplies d'un matériau mixte composé d'os minéral et de moelle osseuse. Chez *BODYBUILDER*, la moelle osseuse rouge est déterminée à partir des fractions de masse de la MOR dans le squelette et du flux calculé par les différentes cellules du squelette : $D = \phi \times (\mu_{en} / \rho) \times E$ où ϕ représente le flux dans les cellules, μ_{en}/ρ le coefficient d'absorption masse énergie pour la MOR et E l'énergie des photons au moment de l'absorption. Dans le fantôme *MAX*, l'énergie absorbée est calculée dans les différents voxels du squelette, multipliée par la fraction de masse de la MOR dans les composants correspondants du squelette et par le rapport coefficient d'absorption masse énergie pour la MOR et celui du mélange moyen du squelette, en fonction de l'énergie lors de l'absorption. En fin de compte, on effectue une correction pour les photoélectrons créés dans le composant minéral osseux, mais absorbés par les cavités adjacentes de la MOR. Cet écart dans les calculs et surtout la différence de répartition de masse dans la MOR dans le corps, pour les deux fantômes (Tab. I) contribuent à la différence de dose dans la MOR pour *BODYBUILDER* et *MAX*.

La différence de position de certains organes, jouera un rôle important pour les modèles d'ordinateur et le fantôme RA. De plus, les doses aux organes pour *BODYBUILDER* et *MAX* sont calculées en tant que moyennes pour une cellule entière ou un groupe de voxels. Les doses pour le fantôme RA sont déterminées comme étant la moyenne de doses en des points bien déterminés de l'organe dans lequel un TLD était placé. La répartition en 3D des dosimètres dans le fantôme par rapport à la direction et à la position du champ est un facteur important dans ce cas.

On a aussi constaté une différence entre les compositions chimiques du tissu mou pour les 3 fantômes. Remplacer le tissu mou du fantôme RA par le tissu mou utilisé pour *BODYBUILDER* et *MAX*, diminue les doses aux organes pour le fantôme RA respectivement de 20 % et 15 %.

4.2. Comparaison des doses aux organes expérimentales et calculées

Afin d'éviter les incertitudes susmentionnées, on a mis au point un modèle voxelisé du fantôme RA, et les calculs à l'aide de ce modèle voxelisé et du fantôme expérimental ont été analysés de manière approfondie. Les incertitudes statistiques sur les doses aux organes calculées, sont de 5 % au maximum, et cela pour les organes situés à une grande distance du champ de rayonnement. Pour les organes situés dans le champ, ou partiellement dans le champ, l'incertitude statistique est inférieure à 1 %. L'incertitude moyenne pour les mesures TLD est de 6 %. Les résultats montrent que les concordances de doses sont bonnes pour les organes situés entièrement dans le champ. Les écarts deviennent plus grands pour les organes situés partiellement dans le champ ou entièrement en dehors de celui-ci.

Les figures 3a, 3b et 3c donnent une comparaison des doses TLD calculées et mesurées pour le côlon supérieur (situé dans le champ), pour le foie (partiellement situé dans le champ) et pour la vessie (située hors du champ).

Les facteurs suivants sont étudiés en ce moment afin d'expliquer l'écart entre les doses aux organes calculées et mesurées.

4.2.1. Dépendance énergétique et angulaire des TLD

Pour les doses aux organes calculées, on tient compte de l'énergie du photon à l'endroit de l'absorption. Lors des mesures, les TLD sont uniquement calibrés par rapport au spectre énergétique de la source. La fonction de réponse des TLD est cependant fonction de l'énergie, c'est pourquoi le spectre énergétique sera déterminé à plusieurs endroits du fantôme afin de vérifier dans quelle mesure la fonction de réponse en énergie des TLD changera en fonction de l'énergie des particules de la source.

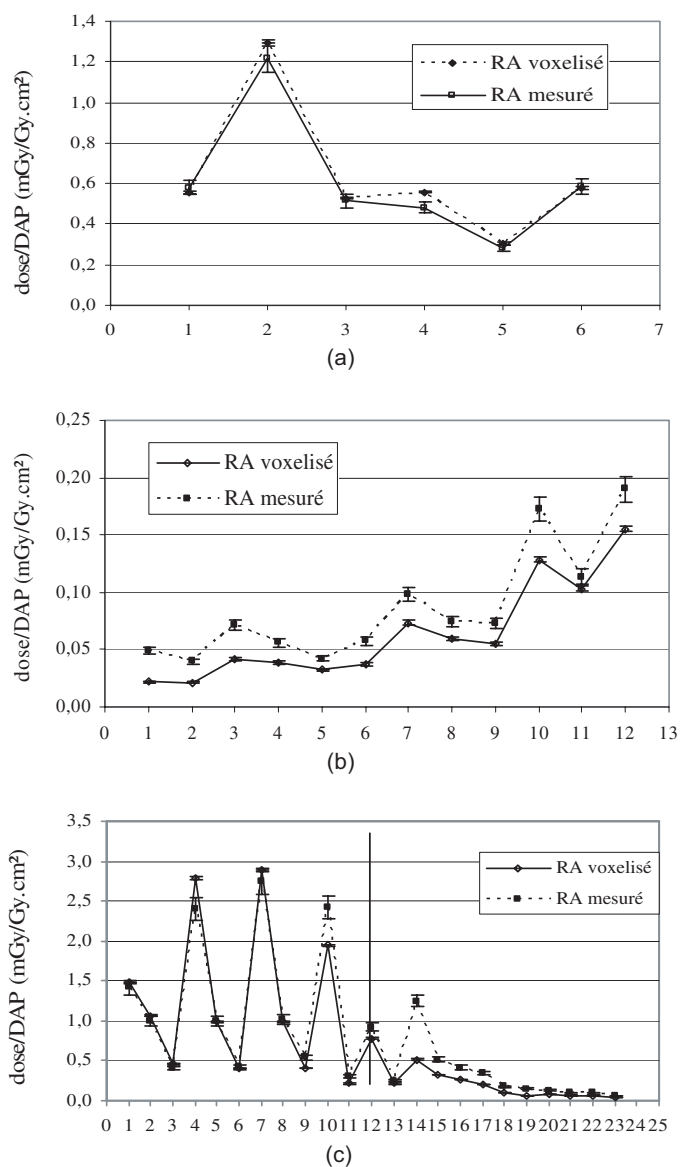


Figure 3 – Comparaison des doses TLD calculées et mesurées pour le grand intestin supérieur (a), la vessie (b) et le foie (c).
Comparison of TLD doses calculated and measured for the upper large intestine (a), the bladder (b) and the liver (c).

De plus, la fonction de réponse des TLD dépend aussi de l'angle. Lors du calibrage, les TLD sont toujours irradiés sous un angle bien déterminé. Dans le fantôme les TLD peuvent cependant être irradiés sous différents angles. Cette dépendance angulaire sera également déterminée pour les différents spectres énergétiques présents dans le fantôme. Pour l'énergie des particules de la source (en moyenne 49 keV) nous notons un écart maximum de 10 % pour la réaction des TLD, pour des angles allant de 0° à 90°. Ceci a été confirmé, aussi bien par des mesures que par des calculs, et correspond aux résultats trouvés dans la littérature (CEC, 2000).

4.2.2. Densité et composition du fantôme

Lors du développement du fantôme voxelisé on a utilisé pour les tissus mous et pour le tissu pulmonaire, la densité et la composition chimique données par le fabricant actuel. Le fantôme expérimental du SCK•CEN a cependant été acheté dans les années 60 et on a des indications suivant lesquelles un certain nombre de modifications auraient été apportées au matériau de base du fantôme. Afin d'examiner d'éventuelles incertitudes dues aux différences de densité entre les matériaux du fantôme actuel (à partir duquel le modèle voxelisé est développé) et l'ancien fantôme expérimental, les calculs ont été refaits, chaque fois en modifiant la densité du tissu mou de respectivement -20 %, -10 %, 10 % et 20 %. Lorsque la densité diminue de 10 % ou de 20 %, les doses aux organes calculées augmentent respectivement de 10 % à 20 % et de 20 % à 35 %. Lorsque la densité augmente, les doses aux organes diminuent dans une même mesure. La densité et la composition chimique du fantôme expérimental seront déterminées afin de connaître leur impact sur les résultats.

Les petits trous dans le fantôme RA sans TLD sont obturés au moyen de chevilles en matière plastique (chevilles MIX-D, $\rho = 0,99 \text{ g/cm}^3$). Bien que ces chevilles soient supposées représenter l'équivalent du tissu, on note de petites différences quant à la composition chimique, ceci par rapport au matériau de base. Pour le fantôme voxelisé on ne tient pas compte de ces chevilles. Lors d'un calcul où le matériau de base consistait entièrement en la composition chimique des chevilles MIX-D, on constata une diminution moyenne de 15 % des doses aux organes.

La principale incertitude réside dans la composition du matériau osseux. Le fabricant a utilisé un squelette humain, dont la densité et la composition chimique n'ont jamais été déterminées. C'est pourquoi on utilise la composition et la densité ICRP-23 pour le fantôme voxel.

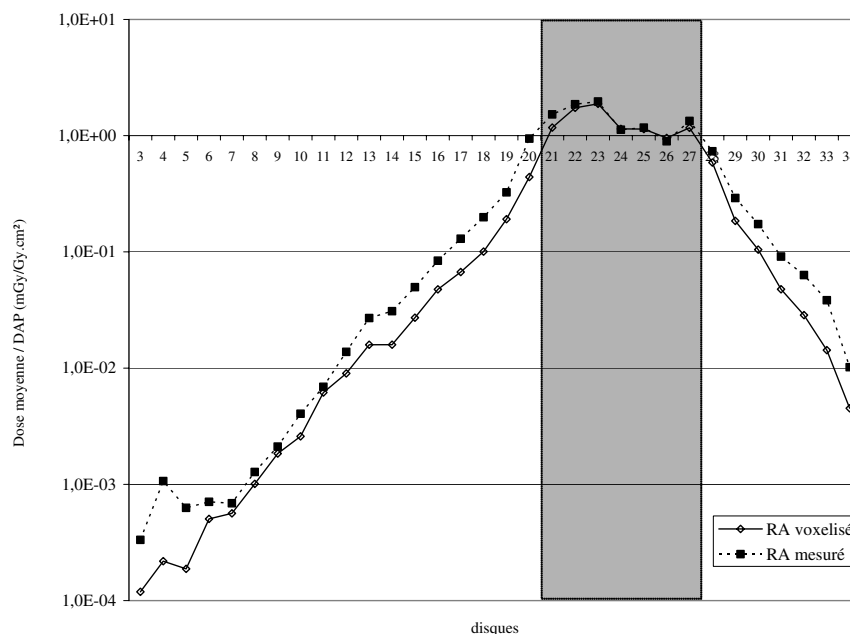


Figure 4 – Comparaison des doses mesurées et calculées par section dans le fantôme. La partie grisée représente les sections qui seraient situées dans le champ de rayonnement.

Comparison of the measured and calculated doses in every slice of the Rando-Alderson phantom. The grey part represents the slices that are located in the radiation field.

4.2.3. Position du champ de rayonnement

L'analyse montre qu'une différence de grandeur et de position du champ de rayonnement entre l'expérience et le calcul, entraîne une importante différence dans les doses aux organes mesurées et calculées. Pour l'expérience, la grandeur du faisceau est déterminée en plaçant le fantôme à une certaine distance du foyer et la position du champ est déterminée en plaçant le fantôme à une hauteur bien déterminée. La figure 4, qui compare la dose moyenne TLD par disque pour l'expérience et le calcul, laisse supposer que le champ de rayonnement lors des mesures était un peu plus grand que le champ de rayonnement lors des calculs. Les doses calculées et mesurées correspondent bien pour les sections 21 à 27 (position du champ), tandis que la dose moyenne par section est systématiquement supérieure pour les mesures effectuées dans les sections qui ne devraient pas se trouver dans le champ. La comparaison des doses calculées et mesurées par TLD dans les différents organes, confirment cette conclusion (voir Fig. 3b).

5. Conclusion

Lorsque l'on détermine des facteurs de conversion pour calculer des doses aux organes ou une dose efficace, le choix du fantôme qui représente le patient, revêt une grande importance. On note de grandes différences pour ce qui est des doses aux organes entre les fantômes mathématiques couramment utilisés dans le passé, et les modèles voxelisés de plus en plus utilisés. La différence pour le facteur global de conversion pour la dose efficace est plus faible. Les différences sont fonction de la position de l'organe par rapport au champ de rayonnement, ce qui est important lors des examens cliniques, au cours desquels le patient ne reçoit généralement qu'une irradiation dans une région restreinte. On examine encore un certain nombre de facteurs incertains entre les doses TLD mesurées et calculées sur le fantôme RA. En vue de confirmer les résultats, on effectuera, dans un avenir proche, une inter-comparaison complémentaire comprenant une irradiation du thorax.

Une mise à jour du fantôme *MAX* vient d'être publiée (Kramer *et al.*, 2006). L'ICRP prépare en ce moment une nouvelle directive, en remplacement de la directive ICRP-60. Pour ce qui concerne le calcul des doses efficaces, la nouvelle directive comprend une révision des facteurs pondéraux des organes sensibles aux radiations. Dans l'avenir, le tissu adipeux, le tissu conjonctif, les voies respiratoires, la vésicule biliaire, le myocarde, la prostate et les glandes salivaires seront également mesurés. Ces organes ne sont pas tous présents dans le fantôme mathématique *BODYBUILDER*. Dans le nouveau fantôme *MAX* (*MAX06*), tous ces organes sont segmentés séparément et les volumes des composants du squelette sont adaptés aux volumes basés sur l'ICRP.

En ce moment, le SCK•CEN met également au point des modèles voxelisés pour prématurés. Les nourrissons prématurés connaissent en effet un risque de radiations relativement important, étant donné qu'ils subissent fréquemment des examens aux rayons X. Lors de leur séjour au service de néonatalogie, les patients prématurés reçoivent en moyenne 30 radiographies aux rayons X, mais des pointes jusqu'à 60 radiographies sont possibles. On dispose déjà de modèles voxelisés pour nouveaux-nés, mais ces modèles ne conviennent pas nécessairement, étant donné que les prématurés sont souvent de taille bien inférieure.

RÉFÉRENCES

- CEC (2000) Recommendations for patient dosimetry in diagnostic radiology using TLD, *The European Commission*, EUR 19604EN.
- Drexler G., Panzer W., Widenmann L., Williams G., Zankl M. (1990) The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods, Part III: Organ Doses in X-Ray Diagnosis, *GSF-Bericht 11/90*.

OPTIMISATION DE LA DOSE « PATIENT » POUR APPLICATIONS RADIOLOGIQUES SPÉCIFIQUES

- Hart D., Jones D.G., Wall B.F. (1994) Estimation of Effective Dose in Diagnostic Radiology from Entrance Surface Dose and Dose-Area Product Measurements, *NRPB-R262. Chilton: NRPB.*
- Huda W, Sandison G.A. (1984) Estimation of Mean Organ Doses in Diagnostic Radiology from Rando Phantom Measurements, *Health Phys.* **47**, 463-467.
- Kramer R. *et al.* (2003) All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **48**, 1239-1262.
- Kramer R. *et al.* (2006) MAX06 and FAX06: Update of two adult human phantoms for radiation protection dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **51**, 3331-3346
- Struelens L. (2005) Calculations of effective dose to patients in vascular radiology, dans : *Optimization of patient doses, linked to image quality in vascular radiology*, Thèse de doctorat présentée en vue de l'obtention du grade de Docteur en Sciences appliquées, pp. 67-111.
- Van Riper K.A. (2001) Bodybuilder software for Windows, version 1.21, White Rock Science, Los Alamos, USA.