

UNIVERSITE PARIS XI  
UFR SCIENTIFIQUE D'ORSAY

**THESE**

présentée pour obtenir le grade de

**DOCTEUR EN SCIENCES DE  
L'UNIVERSITE PARIS XI ORSAY**

Spécialité : PHYSIQUE NUCLEAIRE

par

**Christophe FURSTOSS**

**CONCEPTION ET DEVELOPPEMENT D'UN FANTOME  
ANTHROPOMORPHE EQUIPE DE DETECTEURS DANS LE BUT  
D'EVALUER LA DOSE EFFICACE A UN POSTE DE TRAVAIL :  
ETUDE DE FAISABILITE**

Soutenance : le 20 novembre 2006 devant la Commission d'examen :

Président	Y. CHARON	Professeur, Institut de Physique Nucléaire d'Orsay
Rapporteurs	M. BARDIES	HDR, Institut de Biologie du CHU de Nantes
	L. MAKOVICKA	Professeur, Université de Franche-Comté
Directeur de thèse	Y. BLUMENFELD	HDR, Institut de Physique Nucléaire d'Orsay
Examineurs	L. BOURGOIS	Ingénieur, CEA Saclay
	S. MENARD	Docteur en Sciences, CEA Bruyères-le-Châtel
	F. QUEINNEC	Docteur en Sciences, IRSN Fontenay-aux-Roses

Recherches effectuées à l'IRSN/DRPH/SDE/LDRI  
B.P. 17, 92262 Fontenay-aux-Roses







Je tiens à remercier Monsieur Y. Charon, Professeur à l'Institut de Physique Nucléaire d'Orsay, pour m'avoir fait l'honneur de présider le jury de cette thèse. Je lui adresse également tous mes remerciements pour m'avoir permis, en déplaçant son départ à l'étranger, de soutenir en temps voulu.

Je remercie Monsieur M. Bardiés, Chargé de Recherche à l'Institut de Biologie du CHU de Nantes et Monsieur L. Makovicka, Professeur à l'Université de Franche-Comté, d'avoir examiné avec soin mon travail en qualité de rapporteurs. Ils ont pleinement contribué à l'amélioration de ce manuscrit, je les en remercie grandement.

Monsieur L. Bourgois, Ingénieur au CEA de Saclay, a bien voulu juger de mes travaux. Je le prie d'accepter toute ma gratitude pour sa présence à ce jury.

Je remercie Monsieur Y. Blumenfeld, Chargé de Recherche à l'Institut de Physique Nucléaire d'Orsay et Directeur de cette thèse, d'avoir suivi régulièrement mon travail. Je tiens également à lui exprimer toute ma reconnaissance pour la sympathie qu'il m'a témoignée durant ces trois années de thèse et sa grande accessibilité.

Mademoiselle S. Ménard, Chargé de Recherche au CEA de Bruyères-le-Châtel, a encadré, durant ces trois années, mes travaux de thèse. Malgré son départ de l'IRSN, Stéphanie a continué à suivre, prenant sur son temps libre, de manière attentionnée, les avancées de mon travail. Je lui adresse pour cela tous mes plus sincères remerciements. Mais ma gratitude ne se limite pas à la reconnaissance du travail qu'elle a accompli. Stéphanie a toujours pris soin de prendre en compte mon opinion et de savoir dans quel état d'esprit je me trouvais. Plus qu'un travail scientifique, Stéphanie a compris que la thèse était également une aventure humaine avec ses doutes et ses incertitudes. Je lui exprime aujourd'hui toute ma reconnaissance pour tous les conseils, les encouragements et la motivation qu'elle m'a prodigués tout le long de ma thèse.

Je tiens à adresser tous mes remerciements à Monsieur F. Quéinnec, Chargé de Recherche à l'IRSN et responsable également de cette thèse, pour avoir pris le temps de m'écouter et de me conseiller dans mes travaux ("fie-toi toujours à ton intuition plutôt qu'à des formules mathématiques ..."). Par un regard nouveau, François a permis de consolider et de développer mes travaux de recherche. Je lui exprime ici toute ma reconnaissance.

Merci à Mademoiselle I. Clairand, Chargé de Recherche à l'IRSN et Chef du Laboratoire, pour ses conseils, sa participation à mon travail et sa relecture du manuscrit.

Je remercie sincèrement toute l'équipe (sans oublier évidemment les secrétaires), ancienne et présente du Laboratoire dont particulièrement Quang Chau qui, par ses précieux conseils, m'aura

souvent permis de voir plus clair dans des situations qui me semblaient obscures. Un grand merci également à Christelle Huet pour m'avoir supporté et conseillé dans mes moments de stress et de grande réflexion ("je fais quoi : Boston ou Montréal ?", ...). Enfin merci encore à Quang, Christelle, Ismaël et Jacques pour tous les bons moments de rigolades que nous avons passés ensemble. Une pensée particulière également pour les "encyclopédies vivantes du savoir" : Christian Itié et Roger Médioni.

Je n'oublierai pas non plus (contrairement à ce qu'elle n'arrête pas de proclamer) tous les délires et fou-rires partagés avec "ma chère Yoyo", secrétaire du Service. Son dynamisme et sa bonne humeur ont été un réel réconfort durant ces années de thèse et ont pleinement contribué à mon "bien-être moral" au sein du Laboratoire.

Merci à Loïc Lachèvre avec qui j'ai pris grand plaisir à travailler et à voyager, à tous les stagiaires connus durant ces trois années avec en particulier Maxime qui m'aura permis, grâce à sa soirée, de bien évacuer, au détriment de son appartement, mon trop plein d'énergie, à tout le groupe de thésards : Béatrice, Guillaume, Noelle, Stéphanie, Thomas et particulièrement Marie-Laure avec qui j'ai pu partager mes délires et mes soucis.

Un grand merci à tous mes ami(e)s, chers et précieux à mes yeux : Sophie, Julie, Sébastien(s), Jean-Marc et Michaël tout particulièrement. Je pense sincèrement que le plaisir passé dans une ville dépend pleinement des rencontres qu'on y construit. Vous avez rendu ce séjour inoubliable, j'espère maintenant que vous aurez le courage de traverser l'océan pour partager de nouvelles aventures.

Enfin, j'adresse toute mon affection et ma tendresse à mes très chers parents qui me suivent, m'encouragent et me soutiennent quotidiennement dans chacune de mes expéditions. Rien ne serait possible sans eux et de simples mots de remerciements semblent dérisoires devant la reconnaissance que je leur porte.

## Résumé

### Conception et développement d'un fantôme anthropomorphe équipé de détecteurs dans le but d'évaluer la dose efficace E aux postes de travail : étude de faisabilité

Les travaux de recherche menés durant cette thèse ont pour objet de déterminer la possibilité de concevoir et de développer un fantôme anthropomorphe équipé de détecteurs dans le but d'évaluer la dose efficace E en champs photoniques aux postes de travail. La démarche a consisté, dans un premier temps, à étudier les dépôts d'énergie dans les organes du fantôme à partir de calculs effectués avec le code de transport Monte Carlo MCNPX, afin de déterminer les positions de détection dans les différents organes. Puis, l'étude a porté sur l'importance de la contribution des organes à la dose efficace afin de diminuer le nombre de points de détection dans le fantôme. Enfin, les cahiers des charges des détecteurs et du fantôme ont été établis en s'appuyant sur les résultats des modélisations et sur l'étude bibliographique réalisée. Les résultats ont fait apparaître que 24 ou 23 positions de détection dans le fantôme, selon les valeurs du facteur de pondération tissu  $w_T$  (publication 60 ou nouvelles recommandations de la CIPR), permettaient d'estimer la dose efficace E à  $\pm 15\%$  de 50 keV à 4 MeV. De plus, l'intérêt de disposer d'un fantôme instrumenté a été démontré en comparant l'estimation de E par l'équivalent de dose individuel  $H_p$  et par le fantôme instrumenté lors d'irradiations avec des sources ponctuelles (travailleur devant une boîte à gants par exemple). Enfin, deux types de dosimètres et un type de fantôme anthropomorphe ont été sélectionnés à partir des cahiers de charge. Toutefois, au niveau des détecteurs principalement, des développements seront nécessaires. A la suite de cette étude, il serait donc intéressant de caractériser et d'adapter les détecteurs sélectionnés. L'étude pourrait également être poursuivie en étendant les applications du fantôme instrumenté à l'évaluation de E en champ mixte photons-neutrons.

*Mots Clés* : dose efficace, fantôme anthropomorphe, méthode de Monte Carlo, équivalent de dose individuel

## Abstract

Design and development of an anthropomorphic phantom equipped with detectors in order to evaluate the effective dose E at workplaces : feasibility study

My PhD study aims to determine the feasibility to design and develop, for photon fields, an anthropomorphic phantom equipped with detectors in order to evaluate the effective dose E at workplaces. First of all, the energy losses within the organs are calculated using the MCNPX Monte Carlo code, in order to determine the detection positions within the different organs. Then, to decrease the number of detection positions, the organ contribution to the effective dose is studied. Finally, the characteristics of the detectors to insert and the characteristics of the phantom to use are deduced. The results show that 24 or 23 detection positions, according to the  $w_T$  values (publication 60 or new recommendations of the ICRP), give a E estimation with an uncertainty of  $\pm 15\%$  from 50 keV to 4 MeV. Moreover, the interest of such an instrument is underlined while comparing the E estimation by the personal dose equivalent  $H_p$  to the E estimation by the instrumented phantom when the phantom is irradiated by point sources (worker in front of a glove box for example). Last, after the detector and phantom characteristic determination, two types of detectors and one type of phantom are selected. However, for the detectors mainly, developments are necessary. Follow up this study, the characterization and the adaptation of the detectors to the project would be interesting. Furthermore, the study to mixed photon-neutrons would be required the needs of the radiological protection community.

*Keywords* : effective dose, anthropomorphic phantom, Monte Carlo method, personal dose equivalent

# Table des matières

<b>Introduction</b>	<b>1</b>
<b>1 L'estimation de la dose efficace : contexte et objectifs</b>	<b>5</b>
1.1 Origine des règles de la radioprotection . . . . .	6
1.1.1 Les bases historiques . . . . .	6
1.1.2 La transcription des recommandations . . . . .	9
1.2 Définition des grandeurs physiques et des grandeurs de radioprotection . . . . .	10
1.2.1 Les grandeurs physiques . . . . .	10
1.2.1.1 La fluence . . . . .	10
1.2.1.2 Le kerma . . . . .	10
1.2.1.3 La dose absorbée . . . . .	11
1.2.2 Les grandeurs de protection . . . . .	11
1.2.2.1 La dose absorbée à l'organe . . . . .	11
1.2.2.2 La dose équivalente . . . . .	11
1.2.2.3 La dose efficace . . . . .	12
1.2.3 Les grandeurs opérationnelles . . . . .	14
1.2.3.1 Définition de l'équivalent de dose . . . . .	14
1.2.3.2 Les quantités opérationnelles pour la surveillance de l'environnement	16
1.2.3.3 Les grandeurs opérationnelles pour la surveillance individuelle . . .	17
1.3 Estimation de la dose efficace aux postes de travail . . . . .	17
1.3.1 Les limites de l'estimation de la dose efficace à partir des grandeurs opérationnelles . . . . .	18
1.3.1.1 Limites de la définition des estimateurs de la dose efficace . . . . .	18
1.3.1.2 Limites de détection des dosimètres . . . . .	21
1.3.2 Estimation de la dose efficace à partir des grandeurs physiques : les limites expérimentales . . . . .	23
1.4 Objectifs . . . . .	25
1.4.1 Objectifs du projet . . . . .	25
1.4.2 Objectifs de la thèse . . . . .	26
1.5 Point bibliographique . . . . .	26
<b>2 Développement d'un mannequin équipé de détecteurs : étude de faisabilité de l'approche</b>	<b>29</b>
2.1 Outils de modélisation . . . . .	30
2.1.1 Les codes de calcul Monte Carlo . . . . .	30
2.1.1.1 Historique de la méthode Monte Carlo . . . . .	30
2.1.1.2 Les principes de base de la méthode Monte Carlo . . . . .	31
2.1.1.3 Présentation de codes Monte Carlo employés en radioprotection . .	34
2.1.2 Le code MCNPX . . . . .	36

2.1.2.1	Structure d'un fichier d'entrée MCNPX : généralités . . . . .	36
2.1.2.2	Les différents modes de transport . . . . .	36
2.1.2.3	Les différentes sorties . . . . .	38
2.1.2.4	Les différentes méthodes de réduction de variance . . . . .	40
2.1.3	La construction du modèle anthropomorphe . . . . .	41
2.1.3.1	L'Homme de Référence . . . . .	41
2.1.3.2	Le modèle de Cristy et Eckerman basé sur le modèle du MIRD . . . . .	42
2.1.3.3	La programmation du fantôme . . . . .	44
2.2	La Méthode . . . . .	45
2.2.1	Détermination du nombre et de la position des détecteurs . . . . .	45
2.2.1.1	Pour les organes du fantôme . . . . .	45
2.2.1.2	Cas particulier du squelette . . . . .	49
2.2.2	Calcul de la dose efficace E . . . . .	51
2.2.2.1	Calcul de la valeur de E de référence . . . . .	51
2.2.2.2	Calcul de E à partir des positions de détection déterminées . . . . .	55
2.2.3	Calcul de l'équivalent de dose individuel $H_p$ . . . . .	55
2.3	Résultats . . . . .	56
2.3.1	Validation de la modélisation et de la méthode de simulation . . . . .	57
2.3.1.1	Calcul du volume des organes du fantôme mathématique . . . . .	57
2.3.1.2	Calcul des doses aux organes et de la dose efficace . . . . .	58
2.3.1.3	Calcul de l'équivalent de dose individuel . . . . .	64
2.3.2	Détermination des positions de détection . . . . .	65
2.3.2.1	Détermination des positions de détection en se plaçant dans des configurations standard d'irradiation . . . . .	65
2.3.2.2	Précision de la détermination des doses absorbées aux organes et de la dose efficace pour des configurations standard d'irradiation . . . . .	71
2.3.2.3	Précision de la détermination des doses absorbées aux organes et de la dose efficace pour des champs d'irradiation inhomogène . . . . .	77
2.4	Conclusion . . . . .	81
<b>3</b>	<b>Optimisation du nombre de positions de détection et validation du mannequin</b>	<b>83</b>
3.1	Méthode d'optimisation et de validation . . . . .	84
3.1.1	Méthode de réduction du nombre de positions de détection . . . . .	84
3.1.2	Méthode de validation du fantôme instrumenté optimisé . . . . .	85
3.2	Résultats . . . . .	87
3.2.1	Réduction du nombre de positions de détection . . . . .	88
3.2.1.1	Etude en fonction des $w_T$ définies dans la publication 60 de la CIPR . . . . .	88
3.2.1.2	Etude en fonction des $w_T$ définies dans les nouvelles recommandations de la CIPR [12] . . . . .	92
3.2.2	Validation du choix des positions de détection retenues après optimisation pour des configurations standard d'irradiation . . . . .	95
3.2.2.1	Validation au niveau des doses absorbées aux organes . . . . .	95
3.2.2.2	Validation au niveau de la dose efficace . . . . .	96
3.2.3	Validation du choix des positions de détection retenues après optimisation pour des champs d'irradiation inhomogène . . . . .	99
3.2.3.1	Validation au niveau des doses absorbées aux organes . . . . .	99
3.2.3.2	Validation au niveau de la dose efficace . . . . .	100
3.2.4	Confrontation du fantôme instrumenté à deux exemples de champs typiques de postes de travail . . . . .	101

3.2.4.1	L'entreposage de déchets radioactifs . . . . .	101
3.2.4.2	La boîte à gants . . . . .	101
3.3	Conclusion . . . . .	102
<b>4</b>	<b>Faisabilité technique et perspectives</b>	<b>105</b>
4.1	Les détecteurs . . . . .	106
4.1.1	Caractéristiques nécessaires des détecteurs à implanter . . . . .	106
4.1.1.1	Encombrement . . . . .	106
4.1.1.2	Caractéristiques de détection . . . . .	106
4.1.2	Choix du type de détecteurs . . . . .	108
4.1.2.1	Transistor à effet de champ à métal oxyde semiconducteur . . . . .	108
4.1.2.2	Dosimètre à fibre optique couplé à un scintillateur plastique . . . . .	109
4.1.2.3	Dosimètre à fibre optique couplé à un détecteur OSL . . . . .	111
4.2	Le mannequin anthropomorphe . . . . .	113
4.2.1	Caractéristiques nécessaires . . . . .	113
4.2.2	Choix du fantôme . . . . .	113
4.3	Problématique de l'évaluation de la dose efficace en champ mixte photons-neutrons : discussion . . . . .	115
4.4	Conclusion . . . . .	117
	<b>Conclusion</b>	<b>119</b>
	<b>Bibliographie</b>	<b>123</b>
	<b>A Les interactions dans l'environnement et le corps humain</b>	<b>129</b>
	<b>B Fichier d'entrée MCNPX : cellules, surfaces et matériaux du fantôme</b>	<b>135</b>
	<b>C Positions de détection déterminées</b>	<b>143</b>
	<b>D Figures du chapitre III : réduction du nombre de positions de détection</b>	<b>147</b>



# Table des figures

1.1	Relation entre les différentes grandeurs de radioprotection de la CIPR 60. . . . .	8
1.2	Retranscription des recommandations de la CIPR dans la législation nationale [14].	10
1.3	Définition de l'angle $\alpha$ pour $H'(d,\alpha)$ . . . . .	17
1.4	Définition de l'angle $\alpha$ pour $H_p(d,\alpha)$ . . . . .	17
1.5	Exemples de dosimètres individuels : a) dosimètre EPD N2 neutron et photon de Siemens, b) dosimètre Saphydose N neutron de Saphymo, c) dosimètre Dosicard photon de Canberra Eurisys, d) dosimètre DIS-1 photon de Rados, e) dosimètre film photon de l'IRSN . . . . .	18
1.6	Rapport de $E/H_p(10)$ , $E/H^*(10)$ ou $E/H'(10)$ pour différentes géométries d'irradiation en fonction de l'énergie neutron ou de l'énergie photon [9]. . . . .	19
1.7	Dépendance angulaire de l'équivalent de dose personnel $H_p(10)$ en fonction de l'énergie des photons incidents et de l'angle planaire $\alpha$ [19]. . . . .	20
1.8	Dépendance angulaire du rapport $E/H_p(10)$ en fonction de l'angle azimuthal pour une énergie photon de 200 keV et un dosimètre porté à la poche gauche de la blouse d'un travailleur [20]. . . . .	21
1.9	Réponse, $H_p(10)_{mesuré}/H_p(10)_{vrai}$ de dosimètres thermoluminescents en fonction de l'énergie [21]. . . . .	22
1.10	Réponse en fonction de l'énergie du champ incident de différents dosimètres électroniques individuels en terme de $H_p(10,0^\circ)$ [23]. . . . .	23
2.1	Dimensions extérieures du fantôme et positionnement du repère. . . . .	43
2.2	Thyroïde modélisée. . . . .	45
2.3	Configurations standard d'irradiation : antéro-postérieure (AP), postéro-antérieure (PA), latéral droit (RLAT), latéral gauche (LLAT). . . . .	46
2.4	Rapport du tcm des deux méthodes en fonction du nombre de cellules. . . . .	47
2.5	Organigramme de la première partie de la méthode d'analyse. . . . .	48
2.6	Organigramme de la deuxième partie de la méthode d'analyse. . . . .	50
2.7	Dose équivalente au "Reste" normalisée par le kerma de l'air dans l'air et calculée avec la moyenne arithmétique. Figure extraite de l'article de Zankl [75]. . . . .	54
2.8	Schéma de la méthode de calcul de l'équivalent de dose individuel dans un fantôme constitué de plaques équivalent tissu CIUR. . . . .	56
2.9	Rapports des coefficients massiques d'atténuation de l'os et du tissu en fonction de l'énergie. . . . .	60
2.10	Distribution de l'énergie déposée (légende en $\text{MeV}/\text{cm}^3$ ) dans les poumons pour une irradiation photon AP de 100 keV. $z = 56$ cm. . . . .	67
2.11	Schéma 3D représentant le découpage effectué sur l'os afin de calculer les facteurs appropriés . . . . .	68
2.12	Schéma 3D représentant les positions de détection déterminées pour le pelvis. . . . .	68
2.13	Schéma 3D représentant les positions de détection déterminées pour les côtes. . . . .	69

2.14	Schéma 3D représentant les positions de détection déterminées pour le crâne. . . . .	69
2.15	Coupe x,y du cou du fantôme à une hauteur de 151 cm par rapport au sol. . . . .	74
2.16	Positions des sources ponctuelles simulées avec les 100 premières traces des photons visualisés. . . . .	77
3.1	Représentation schématique des résultats obtenus à partir de la méthode décrite pour une configuration d'irradiation et une énergie donnée. . . . .	85
3.2	Schéma de la géométrie d'entrée modélisée représentant un travailleur placé à mi-distance de deux empilements de 4 fûts. . . . .	86
3.3	Schéma de la géométrie d'entrée modélisée représentant un travailleur placé devant une boîte à gants. . . . .	87
3.4	Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 4 MeV pour la configuration d'irradiation AP. . . . .	89
3.5	Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 0,1 MeV en configuration d'irradiation AP. . . . .	89
3.6	Calcul du pourcentage d'évaluation de la dose efficace en fonction de l'énergie de 50 keV à 4 MeV en configuration d'irradiation AP. . . . .	90
4.1	Structure d'un MOSFET à canal P (jonction PN). . . . .	108
4.2	Schéma du détecteur développé par le LPC de Caen. . . . .	110
4.3	Schéma du détecteur à fibre optique couplé à un détecteur OSL [85]. . . . .	112
4.4	Images des fantômes de la société RSD à gauche et à droite de la société CIRS. . . . .	114
4.5	Diagramme décrivant l'affectation des différents facteurs de pondération à la dose absorbée de l'organe correspondant. . . . .	116
A.1	Coefficients d'atténuation massique total et pour chaque type d'interaction photon dans l'os en fonction de l'énergie incidente. . . . .	130
A.2	Coefficients d'atténuation massique total et pour chaque type d'interaction photon dans le tissu mou en fonction de l'énergie incidente. . . . .	131
A.3	Coefficients d'atténuation massique total et pour chaque type d'interaction photon dans les poumons en fonction de l'énergie incidente. . . . .	131
A.4	Pouvoir d'arrêt des électrons en fonction de l'énergie incidente pour l'os dur. . . . .	133
A.5	Pouvoir d'arrêt des électrons en fonction de l'énergie incidente pour le tissu mou. . . . .	133
A.6	Pouvoir d'arrêt des électrons en fonction de l'énergie incidente pour le tissu pulmonaire. . . . .	134
D.1	Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 4 MeV en configuration d'irradiation PA. . . . .	147
D.2	Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 4 MeV pour les configurations d'irradiation RLAT et LLAT. . . . .	148
D.3	Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 0,1 MeV en configurations d'irradiation PA et RLAT. . . . .	149
D.4	Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 0,1 MeV en configuration d'irradiation LLAT. . . . .	150
D.5	Calcul du pourcentage d'évaluation de la dose efficace en fonction de l'énergie de 50 keV à 4 MeV en les configuration d'irradiation PA. . . . .	150
D.6	Calcul du pourcentage d'évaluation de la dose efficace en fonction de l'énergie de 50 keV à 4 MeV pour les configurations d'irradiation RLAT et LLAT. . . . .	151
D.7	Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 4 MeV pour les configurations d'irradiation AP et PA. . . . .	152

---

D.8	Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 4 MeV pour les configurations d'irradiation RLAT et LLAT. . . . .	153
D.9	Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 0,1 MeV pour les configurations d'irradiation AP et PA. . . . .	154
D.10	Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 0,1 MeV pour les configurations d'irradiation RLAT et LLAT. . . . .	155
D.11	Calcul du pourcentage d'évaluation de la dose efficace en fonction de l'énergie de 50 keV à 4 MeV pour les configurations d'irradiation AP et PA. . . . .	156
D.12	Calcul du pourcentage d'évaluation de la dose efficace en fonction de l'énergie de 50 keV à 4 MeV pour les configurations d'irradiation RLAT et LLAT. . . . .	157



# Liste des tableaux

1.1	Valeurs du facteur de pondération $w_R$ [8] . . . . .	12
1.2	Valeurs du facteur de pondération $w_T$ . . . . .	14
2.1	Liste des "tallies" disponibles dans le code MCNPX pour les photons (P) et les électrons (E). . . . .	39
2.2	Composition et masse volumique des tissus [70]. . . . .	44
2.3	Erreur relative entre les volumes des organes modélisés (calculés par MCNPX) et les volumes définis dans les spécifications du fantôme de Cristy et Eckerman [66] . . . .	57
2.4	Principales caractéristiques du fantôme mathématique programmé ainsi que des fantômes mathématiques Adam et Eva. . . . .	58
2.5	Erreur relative $s_1$ pour une gamme d'énergie de 30 keV à 10 MeV en champ d'irradiation photon AP. . . . .	59
2.6	Erreur relative $s_2$ pour une gamme d'énergie de 30 keV à 10 MeV en champ d'irradiation photon AP, PA, RLAT et LLAT. . . . .	61
2.7	Erreur relative $s_1$ pour les énergies de 50 keV et 100 keV en champ d'irradiation photon RLAT. . . . .	61
2.8	Erreur relative $s_3$ pour les énergies de 1 MeV, 4 MeV, 6 MeV et 10 MeV en champ d'irradiation photon AP. . . . .	63
2.9	Erreur relative entre les valeurs d'équivalent de dose individuel calculées et celles publiées dans le rapport 57 de la CIUR. . . . .	64
2.10	Centre des organes et positions de détections déterminées de 50 keV à 4 MeV pour les 4 configurations d'irradiation standard AP, PA, RLAT et LLAT. . . . .	66
2.11	Erreur relative entre les doses absorbées dans les sphères calculées avec le tally F6 et celles calculées avec le tally *F8 pour les énergies de 1 MeV et 4 MeV en champ d'irradiation photon AP. . . . .	71
2.12	Erreur relative $s_4$ (en %) des doses absorbées au squelette. . . . .	73
2.13	Erreur relative $s_4$ (en %) des doses absorbées aux organes. . . . .	73
2.14	Erreur relative $(s_5)_{CIPR60}$ (tableau de gauche) et $(s_5)_{newrec}$ (tableau de droite) en configuration standard d'irradiation AP, PA, RLAT et LLAT de 30 keV à 4 MeV. . . .	75
2.15	Calcul de $w_T \cdot ((D_{ptT} - D_{orgT})/E_{org})$ (en %) pour chaque organe en irradiation AP, PA, RLAT et LLAT à 100 keV. . . . .	76
2.16	Erreur relative (en %) des doses absorbées au squelette en configurations d'irradiation inhomogène. . . . .	78
2.17	Erreur relative (en %) des doses absorbées aux organes en configurations d'irradiation inhomogène. . . . .	79
2.18	Rapports $(E_{pt}/E_{org})_{CIPR60}$ (tableau de gauche) et $(E_{pt}/E_{org})_{newrec}$ (tableau de droite) pour trois configurations d'irradiations inhomogènes. . . . .	80
2.19	Rapports $H_p/E_{CIPR60}$ (tableau de gauche) et $H_p/E_{newrec}$ (tableau de droite) pour 3 configurations d'irradiation inhomogène. . . . .	81

3.1	Valeurs renormalisées à 1 de $w_T$ suite à l'approximation effectuée dans le calcul de E par rapport à la publication 60 de la CIPR. . . . .	91
3.2	Nombre de positions de détection retenues pour les différents organes ou tissu du fantôme mathématique par rapport à la publication 60 de la CIPR. . . . .	92
3.3	Valeurs renormalisées à 1 de $w_T$ tissu suite à l'approximation effectuée dans le calcul de E par rapport aux nouvelles recommandations de la CIPR. . . . .	94
3.4	Nombre de positions de détection retenues pour les différents organes ou tissu du fantôme mathématique par rapport aux nouvelles recommandations de la CIPR. . .	94
3.5	Erreur relative (en %) sur la dose absorbée à la moelle rouge pour les 4 configurations standard d'irradiation de 30 keV à 4 MeV avant optimisation (noté opt) et après optimisation. . . . .	95
3.6	Erreur relative $(s_7)_{CIPR60}$ (tableau de gauche) et $(s_7)_{newrec}$ (tableau de droite) en configuration standard d'irradiation AP, PA, RLAT et LLAT de 30 keV à 4 MeV. . .	96
3.7	Calcul de $(w_{opt_T} \cdot D_{pt_T} - w_T \cdot D_{org_T}) / E_{org}$ (en %) pour chaque organe en irradiation AP, PA, RLAT et LLAT à 30 keV selon les valeurs de $w_T$ de la publication 60 de la CIPR et du tableau 3.1. . . . .	97
3.8	Calcul de $(w_{opt_T} \cdot D_{pt_T} - w_T \cdot D_{org_T}) / E_{org}$ (en %) pour chaque organe en irradiation AP, PA, RLAT et LLAT à 30 keV selon les valeurs de $w_T$ des nouvelles recommandations de la CIPR et selon les valeurs du tableau 3.3. . . . .	98
3.9	Erreur relative (en %) sur la dose absorbée à la moelle rouge pour les 3 positions de la source ponctuelle aux énergies de 0,06 MeV, 0,1 MeV et 0,7 MeV. . . . .	99
3.10	Rapports $(E_{pt\_opt} / E_{org})_{CIPR60}$ (tableau de gauche) et $(E_{pt\_opt} / E_{org})_{newrec}$ (tableau de droite) pour trois configurations d'irradiation inhomogène. . . . .	100
4.1	Caractéristiques principales des détecteurs recherchés. . . . .	107
4.2	Caractéristiques des adultes qui sont représentés par les fantômes commercialisés par les sociétés RSD et CIRS. . . . .	114
C.1	Positions de détections choisies (centre des organes) pour les organes dont le volume est inférieur ou égal à 20 $cm^3$ . . . . .	144
C.2	Positions de détections déterminées à partir de l'étude de la distribution spatiale de l'énergie déposée de 50 keV à 4 MeV pour les 4 configurations d'irradiation standard AP, PA, RLAT et LLAT. . . . .	144
C.3	Positions de détection déterminées pour le squelette. . . . .	145
C.4	Positions de détection déterminées pour le muscle. . . . .	146

# Introduction

L'une des principales missions du Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants du Service de Dosimétrie Externe est de mener des études et recherches pour développer des techniques expérimentales et des modèles numériques permettant d'évaluer les doses reçues par les travailleurs à leur poste de travail. Ainsi, l'un des objectifs du laboratoire est de pouvoir proposer des solutions adaptées aux situations d'exposition particulières des secteurs industriels, médicaux, du transport, de la recherche, etc. Mon travail de thèse s'inscrit dans le cadre du développement d'instruments d'expertise visant à étendre le plateau technique du laboratoire.

Actuellement, la principale grandeur de référence pour évaluer l'impact de l'exposition aux rayonnements sur les personnes, est la dose efficace, noté E. Elle est définie comme la somme des doses absorbées aux organes de l'individu exposé multipliées par deux facteurs de pondération, dépendant respectivement du tissu irradié et du rayonnement incident. C'est à partir de cette grandeur qu'est définie la limitation de dose, fixée par la législation française, d'un travailleur exposé à des rayonnements ionisants. Toutefois, seul, le concept de la limitation des doses ne suffit pas à répondre aux principes de base de la protection radiologique. Il est notamment nécessaire de se conformer au principe d'optimisation. Ce principe demande de "*maintenir toutes les doses aux valeurs les plus faibles possibles auxquelles l'on peut parvenir sans difficulté, compte tenu des aspects sociaux et économiques*". Il découle du fait qu'à l'heure actuelle, il est considéré qu'il n'existe pas de seuil à partir duquel le risque est nul pour les faibles doses. Les effets sont supposés suivre une loi linéaire en fonction de la dose.

Partant de ces principes, il est nécessaire de déterminer les doses reçues individuellement par les travailleurs exposés aux rayonnements ionisants (industrie nucléaire, secteur médical ou recherche). La dose efficace n'étant pas directement mesurable puisqu'elle demande d'évaluer les doses absorbées pour chaque organe, des grandeurs opérationnelles sont introduites par la CIUR<sup>1</sup> pour être des estimateurs de E. Parmi elles, l'équivalent de dose individuel  $H_p(10)$  permet une estimation de la dose efficace à partir de dosimètres personnels passifs et actifs portés sur la poitrine du travailleur. Cependant, des études numériques comparant l'estimation de la grandeur de protection et la gran-

---

<sup>1</sup>Commission Internationale des Unités Radiologiques et des Mesures

leur opérationnelle ont montré que des sous-estimations de  $E$  par  $H_p$  pouvaient se produire pour certaines configurations d'irradiations et certaines gammes d'énergie. Outre l'estimation de  $E$  par  $H_p$ , un autre moyen de déterminer la dose efficace est de mesurer au poste de travail la distribution en énergie et en angle du champ incident, puis de convoluer les résultats des mesures avec les coefficients adéquats de conversion dose efficace-fluence, déterminées par modélisations numériques. Toutefois, à l'heure actuelle, les spectromètres, utilisables en routine, ne fournissent pas de mesure de la distribution angulaire du champ incident.

C'est dans ce contexte que la possibilité de mesurer directement la dose efficace  $E$  à partir d'un fantôme anthropomorphe équipé de détecteurs a été étudiée. Cet instrument permettrait d'évaluer au plus juste la dose efficace reçue par le travailleur à son poste de travail ainsi que les doses absorbées aux organes du travailleur. Il permettrait également de vérifier la bonne adéquation entre les dosimètres personnels et le champ de rayonnement au poste de travail en comparant la dose efficace estimée par le fantôme instrumenté avec les mesures fournies par les dosimètres individuels. L'étude qui est l'objet de la thèse a été menée exclusivement pour les champs de photons. Pour les champs de neutrons dont les interactions sont plus complexes, la faisabilité théorique du fantôme instrumenté sera étudiée par la suite, en exploitant l'expérience acquise lors de cette étude.

Se sont posées alors principalement trois questions : la dose efficace peut-elle être évaluée de manière satisfaisante à partir de mesures ponctuelles de dose absorbée aux organes ? Combien de détecteurs sont nécessaires pour obtenir une évaluation correcte de la dose efficace (erreur relative inférieure à  $\pm 15$  % environ) ? Est-ce que des détecteurs actuellement commercialisés peuvent être utilisés pour mesurer les doses absorbées aux organes dans le fantôme anthropomorphe au poste de travail ?

Après avoir exposé le contexte et les objectifs de l'étude dans le chapitre I, le chapitre II répond à notre première interrogation. La démarche a consisté à étudier, à l'aide de modélisations numériques par calcul Monte Carlo, la distribution spatiale de l'énergie déposée dans les différents organes contribuant à la dose efficace. Les meilleures positions de détection ont pu être déterminées. L'erreur sur l'estimation de la dose efficace à partir de ces positions a alors été évaluée pour différentes configurations d'irradiation. Elle a été ensuite comparée à celle réalisée lorsque la dose efficace est estimée par la grandeur opérationnelle. Le travail a été basé non seulement sur les recommandations de la publication 60 de la CIPR<sup>2</sup>, actuellement en vigueur dans la réglementation française, mais aussi sur les nouvelles recommandations de la CIPR.

---

<sup>2</sup>Commission Internationale de Protection Radiologique

Le chapitre III présente ensuite l'étude effectuée pour abaisser le nombre de positions de détection tout en gardant une estimation de la dose efficace inférieure à  $\pm 15\%$ . Nous avons alors étudié la contribution de chacun des organes à la dose efficace. Une fois le nombre de positions de détection réduit, toujours à partir de modélisation numérique, nous avons confronté à nouveau, par modélisation, le fantôme instrumenté aux différentes configurations d'irradiation ainsi qu'à deux champs typiques de ceux rencontrés à des postes de travail.

Enfin, le dernier chapitre présente les détecteurs qui ont été sélectionnés à l'aide des modélisations effectuées et d'études bibliographiques. Leurs limites éventuelles ainsi que les développements possibles à apporter pour le projet ont été mis en avant. La même étude a été réalisée pour l'identification du fantôme qui pourrait être utilisé parmi ceux qui sont déjà commercialisés. Au final, une réflexion a été menée sur l'évaluation de E en champ mixte photons-neutrons.



# Chapitre 1

## L'estimation de la dose efficace : contexte et objectifs

En France, 260 000 travailleurs des secteurs médicaux, nucléaires et de la recherche font l'objet d'une surveillance dosimétrique. Les dosimètres individuels portés permettent de mesurer l'équivalent de dose individuel  $H_p(10)$  et d'estimer ainsi indirectement la dose efficace E, grandeur de protection qui sert à quantifier le risque radiologique induit par les expositions externes et internes.

Dans ce chapitre, nous rappellerons succinctement l'origine des règles de radioprotection et le système de grandeurs. Parmi ces dernières, nous insistons plus particulièrement sur la dose efficace, grandeur de protection au centre de l'étude, et sur l'estimation de la dose efficace par l'équivalent de dose individuel  $H_p(10)$ .

Nous présentons ensuite les limites théoriques et expérimentales de cette méthode d'évaluation de la dose efficace puis les motivations de nos recherches pour réaliser un système instrumental de mesure de la dose efficace consistant en un fantôme équipé de détecteurs.

La troisième partie de ce chapitre présente les méthodes instrumentales utilisées pour évaluer la dose efficace E et leurs limites. Enfin, nous concluons par la présentation des objectifs du projet de recherche dans lequel s'inscrit ce travail de thèse et précisons les objectifs spécifiques de la thèse.

## 1.1 Origine des règles de la radioprotection

### 1.1.1 Les bases historiques

Dans les années 1920, les radiologues prennent conscience des dommages causés à leurs patients et à eux-mêmes par les rayons X et par le radium. Lors du Congrès International de Radiologie en 1925, une première commission est créée : la Commission Internationale des Unités Radiologiques et des Mesures (CIUR), chargée de définir les unités décrivant la radioactivité et leurs effets sur la matière. En 1928, une deuxième commission est créée afin de définir les règles de radioprotection : la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR)[1]. Cette dernière établit en 1938 la première limite de dose pour les travailleurs. Elle équivaut à environ 500 mSv par an. Grâce à cette limite, aucun risque n'est censé subsister puisqu'elle protège des effets des rayonnements à fortes doses, les seuls connus à cette époque.

Mais après la seconde guerre mondiale, les études des conséquences des expositions aux rayonnements des bombes nucléaires d'Hiroshima et de Nagasaki prouvent que les expositions inférieures aux limites fixées peuvent entraîner l'apparition de différents cancers chez les individus exposés [2, 3]. Aussi, un abaissement des limites de dose est réalisé. La première publication officielle de la CIPR datant de 1959 [4] établit une limite annuelle, qui tient compte de l'accumulation des doses, fixée à 50 mSv par an, mais autorise des dépassements exceptionnels. Plusieurs publications techniques et explicatives paraissent ensuite, s'intéressant à la fois aux expositions internes et aux

expositions externes et introduisant pour la première fois le principe d'optimisation : *maintenir toutes les doses aux valeurs les plus faibles possibles auxquelles l'on peut parvenir sans difficulté, compte tenu des aspects sociaux et économiques* [5]. Ce principe est usuellement représenté par l'acronyme anglais ALARA : *as low as reasonably achievable*.

Ce concept d'optimisation en radioprotection résulte de la prise de conscience des risques liés aux faibles expositions. Les effets préjudiciables au niveau de la santé de l'Homme, d'une exposition aux rayonnements (effets désignés sous le terme de détriment par la CIPR), comprennent les effets somatiques lorsqu'ils se manifestent chez l'individu exposé et les effets héréditaires lorsqu'ils affectent sa descendance. Les effets somatiques des rayonnements ionisants dans les tissus irradiés causent à la fois des effets stochastiques et déterministes.

Les effets déterministes sont ceux pour lesquels la gravité de l'effet varie avec la dose. Il existe une dose seuil au-dessous de laquelle aucun effet nocif n'est observé. En terme de réglementation, les limites à ne pas dépasser sont fixées en-dessous de cette dose-seuil.

Les effets stochastiques sont ceux pour lesquels c'est la probabilité d'apparition de l'effet et non sa gravité qui est considérée comme une fonction sans seuil de la dose. Ce sont principalement les cancers et théoriquement, les effets héréditaires. Ainsi, la gravité d'un cancer dépend de sa nature et non de la dose reçue.

En 1977, la publication 26 de la CIPR [6] effectue une synthèse des publications précédentes tout en actualisant les connaissances. Elle définit les trois principes de base de la protection radiologique :

- la justification des pratiques,
- l'optimisation de la protection, en reprenant les termes "ALARA",
- la limitation des doses.

La CIPR avec cette publication part du principe que quelle que soit la dose reçue, une probabilité d'apparition d'effet stochastique existe (relation sans seuil). Elle justifie donc la nécessité que pour toute source, émettant des rayonnements directement ou indirectement ionisants, associée à une pratique, le niveau des doses individuelles, le nombre de personnes exposées, ainsi que la probabilité de subir des expositions soient maintenus aussi bas qu'il est raisonnablement possible en tenant compte du principe ALARA. Le principe d'optimisation découle directement de l'impossibilité actuelle de fonder sur des bases scientifiques incontestables l'existence d'un seuil pour les effets stochastiques. En conséquence, la CIPR opte pour une politique de prudence qui se traduit par l'adoption d'une relation dose-effet linéaire sans seuil. L'effet zéro des faibles doses est donc supposé

ne plus exister.

Aussi, la CIUR [7] définit dans son rapport 39, selon les recommandations de cette publication, des quantités opérationnelles, c'est à dire des quantités mesurables, pour la surveillance de zone ou de l'environnement et la surveillance individuelle. Ces quantités sont introduites pour fournir une estimation des quantités de protection existantes, permettant un suivi dosimétrique des travailleurs exposés aux faibles doses.

Dans les années 1980, le risque des effets stochastiques est mieux compris et le risque de cancer radio-induit s'avère sous-évalué. Cela conduit à une baisse des limites de doses. La CIPR entreprend alors un travail de synthèse et de refonte des grandeurs de radioprotection afin d'obtenir un système logique, cohérent et d'usage pratique. Ce système est conçu pour protéger tous les individus dans toutes les circonstances, et pour éviter tout manquement à l'équité. La publication 60 [8] de la CIPR, sur laquelle reposent les réglementations actuellement en vigueur, précise d'emblée son objectif : "*procurer à l'homme un niveau de protection approprié, sans limiter indûment les activités bénéfiques à l'origine des expositions*".

Le principal changement apporté par cette publication est l'introduction par la CIUR de nouvelles grandeurs de protection [9] telles que la dose efficace  $E$  et la dose équivalente aux tissus ou aux organes,  $H_T$ . L'ensemble des grandeurs de radioprotection forment un système de grandeurs corréllées (figure 1.1).

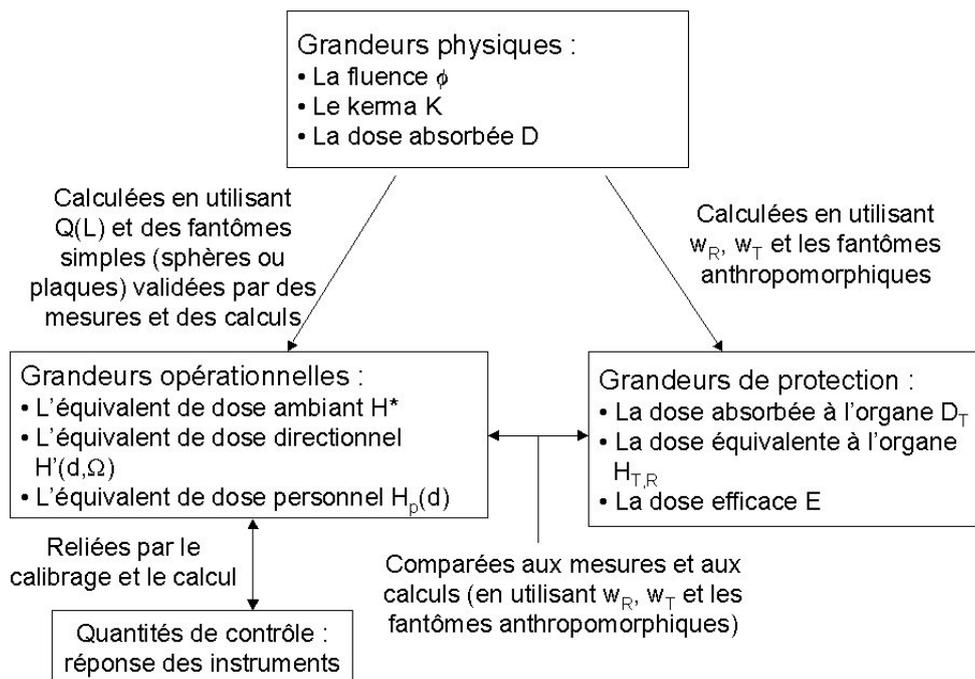


FIG. 1.1 – Relation entre les différentes grandeurs de radioprotection de la CIPR 60.

Les grandeurs de protection et les grandeurs opérationnelles sont reliées aux quantités physiques telles que la fluence  $\phi$ , le kerma dans l'air  $K_a$  et la dose absorbée dans le tissu D [10, 11]. Ces dernières décrivent les caractéristiques des rayonnements ionisants et peuvent être évaluées expérimentalement.

Depuis les années 1950, le système de grandeurs s'adapte, au fur et à mesure, à l'évolution des connaissances sur les effets des rayonnements ionisants sur l'homme. De nouvelles propositions de recommandations sont actuellement en cours de discussion [12] et de ce fait, ne sont pas encore intégrées dans la législation française. Toutefois, les changements qu'elles apportent seront pris en compte dans notre étude afin d'évaluer leur impact possible.

### 1.1.2 La transcription des recommandations

Les recommandations de la CIPR, pour les Communautés Européennes, sont la base de la Directive Européenne Euratom 96/29 du Conseil du 13/05/1996 fixant les règles de base relatives à la protection sanitaire de la population et des travailleurs contre les dangers des rayonnements ionisants. Les états membres étaient tenus d'introduire cette directive avant 2000 dans leur législation ou leur réglementation. En France, la transposition de cette directive Euratom s'inscrit également dans la réforme du modèle institutionnel et juridique français. L'objectif de cette réorganisation est, d'une part, d'opérer une séparation entre l'expert et l'exploitant et, d'autre part, d'effectuer un rapprochement de la sûreté nucléaire et de la radioprotection. Ainsi, le 22 Février 2002 est créé l'Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire, suite au décret *n°* 2002-254. La transposition de la Directive 96/29 a été retranscrite dans la législation française en Mars 2003 par la création du décret relatif à la protection des travailleurs contre les dangers des rayonnements ionisants [13].

En Europe, plusieurs agences sont regroupées (Agence Internationale pour l'Energie Atomique, AIEA, l'Organisation de Coopération et de Développement Economique, OCDE, l'Organisation Mondiale de la Santé, OMS, le Bureau International du Travail, BIT, etc ...) pour transformer les recommandations de la CIPR en "Basic Safety standard" (BSS) utilisables comme tels par les pays qui le souhaitent (figure 1.2).

Enfin, les Etats-Unis ont leur propre Commission de Protection Radiologique (NCRP) qui émet des recommandations quelque peu différentes de celles de la CIPR, bien que des représentants des Etats-Unis participent activement à la rédaction des BSS et que de nombreux experts américains soient membres de la CIPR.

A ce jour, le niveau de qualité de radioprotection dans le monde est largement imputable à la CIPR. Tous les états adoptent quasiment les mêmes règles en matière de radioprotection, règles

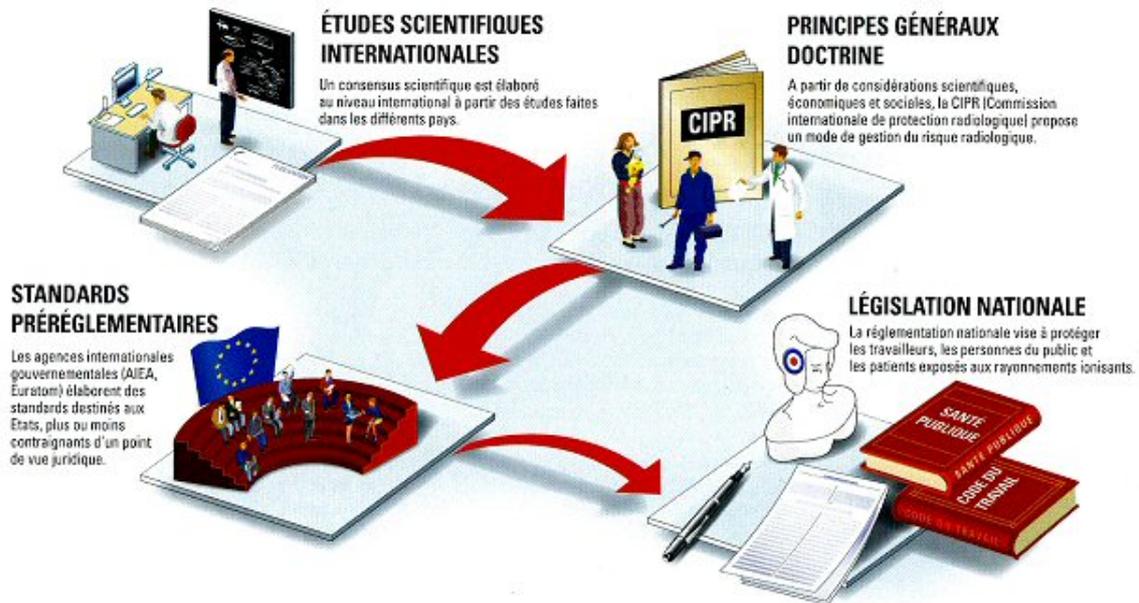


FIG. 1.2 – Retranscription des recommandations de la CIPR dans la législation nationale [14].

issues de ces recommandations.

## 1.2 Définition des grandeurs physiques et des grandeurs de radioprotection

### 1.2.1 Les grandeurs physiques

En radioprotection, les grandeurs physiques utilisées sont la fluence qui caractérise le champ de rayonnement en un point ainsi que le kerma et la dose absorbée représentant les dépôts d'énergie du champ en un point [10, 11].

#### 1.2.1.1 La fluence

La fluence, notée  $\phi$ , est le rapport de  $dN$  par  $da$ , où  $dN$  est le nombre de particules incidentes traversant une sphère de section  $da$  :

$$\phi = \frac{dN}{da} \quad (1.1)$$

L'unité de la fluence est le  $m^{-2}$ .

#### 1.2.1.2 Le kerma

Le kerma, noté  $K$ , est le rapport de  $dE_{tr}$  par  $dm$ , où  $dE_{tr}$  est la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules ionisantes chargées libérées par les particules ionisantes non-chargées dans un élément de volume de masse  $dm$  :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.2)$$

L'unité du kerma est le joule par kilogramme ( $J.kg^{-1}$ ), exprimée en Gray (Gy).

### 1.2.1.3 La dose absorbée

La dose absorbée  $D$  en un point est le rapport de l'énergie moyenne  $\epsilon_T$  impartie par le rayonnement ionisant à la matière  $T$  dans un élément de volume spécifié divisé par la masse de matière  $m_T$  du volume :

$$D = \frac{\epsilon_T}{m_T} \quad (1.3)$$

Cette quantité a pour but de fournir une mesure physique corrélée aux effets des rayonnements ionisants. Par exemple, elle est définie en un point dans les tissus ou organes du corps humain ou dans les fantômes utilisés pour définir les quantités opérationnelles [11]. L'unité de la dose absorbée est le joule par kilogramme ( $J.kg^{-1}$ ), exprimée en gray (Gy).

## 1.2.2 Les grandeurs de protection

Les grandeurs de protection, introduites dans la publication 60 de la CIPR, sont la dose équivalente dans un organe ou tissu et la dose efficace. Elles sont définies à partir des doses absorbées moyennées aux organes et à l'aide de facteurs de pondération [8].

### 1.2.2.1 La dose absorbée à l'organe

Lorsque la distribution de la dose absorbée est connue, le calcul de la dose absorbée moyenne dans un tissu spécifique ou un organe  $D_T$  est donné par :

$$D_T = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} D dm = \frac{1}{m_T} \int_{m_T} \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} dm \quad (1.4)$$

où  $m_T$  est la masse de tissu ou organe et  $D=d\bar{\epsilon}/dm$  est la dose absorbée dans l'élément de masse  $dm$ .

### 1.2.2.2 La dose équivalente

La dose équivalente repose sur la notion qu'à dose absorbée égale, les effets biologiques observés (stochastiques ou aléatoires) varient selon la nature du rayonnement. Notée  $H_{T,R}$ , elle est obtenue en multipliant la dose absorbée dans un organe ou un tissu par un facteur de pondération dépendant du rayonnement incident (tableau 1.1) :

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \quad (1.5)$$

où  $D_{T,R}$  est la dose absorbée moyennée au tissu ou à l'organe, T, due au rayonnement R, et  $w_R$  est le facteur de pondération dépendant du rayonnement incident, R. La publication 92 de la CIPR [15] propose de nouvelles valeurs de  $w_R$  pour les rayonnements incidents de protons et de neutrons. La valeur de  $w_R$  pour les protons est diminuée de 5 à 2. Concernant les neutrons, des valeurs suivant une fonction continue dépendant de l'énergie est proposée. Le facteur de pondération pour des rayonnements incidents photoniques, rayonnements sur lesquels portent notre étude, reste quant à lui égal à l'unité. Le tableau 1.1 présente les valeurs de  $w_R$  attribuées par la publication 60 de la CIPR.

TAB. 1.1 – Valeurs du facteur de pondération  $w_R$  [8]

Types et gamme en énergie du rayonnement	Facteur de pondération $w_R$
Photons, toutes les énergies	1
Electrons et muons, toutes les énergies	1
Neutrons, énergie	
<10 keV	5
10-100 keV	10
>100 keV jusqu'à 2 MeV	20
>2-20 MeV	10
>20 MeV	5
Protons, autre que les protons de recul, énergie >2 MeV	5
Particules alpha, fragments de fission, noyaux lourds	20

Lorsque le champ de rayonnement est composé de rayonnements ayant des valeurs de  $w_R$  distinctes, la dose équivalente totale est la somme des doses équivalentes de chaque rayonnement :

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (1.6)$$

Afin de se démarquer des grandeurs ne caractérisant pas les effets biologiques dus aux rayonnements, bien que la dimension de la dose équivalente soit également le joule par kilogramme ( $J.kg^{-1}$ ), l'unité est le Sievert (Sv) et non pas le Gray.

### 1.2.2.3 La dose efficace

Lorsqu'un individu est irradié de manière hétérogène à des doses n'induisant que des effets stochastiques, il est important d'évaluer les conséquences de cette exposition avec une grandeur qui

ait une même signification quelque soit le ou les organes touchés. Un des principaux objectifs de la dose efficace  $E$  est ainsi de quantifier les effets (cancers, probabilité d'effets héréditaires, perte de vie, ...) sur le corps entier d'un individu exposé à une irradiation locale. Pour ce faire, le facteur de pondération tissu est ajouté au concept de la dose équivalente selon l'équation :

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (1.7)$$

$$= \sum_T w_T \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (1.8)$$

où  $H_T$  est la dose équivalente dans le tissu ou organe  $T$  et  $w_T$  est le facteur de pondération du tissu pour le tissu  $T$ .

Les facteurs de pondération  $w_T$  sont définis selon 4 composantes :

- la probabilité de cancer mortel attribuable,
- la probabilité pondérée d'un cancer non mortel attribuable,
- la probabilité pondérée d'effets héréditaires graves,
- la durée relative de la perte de vie.

Ainsi, plus le risque de décès et d'effets héréditaires graves suite à l'irradiation d'un organe est important, plus le facteur de pondération de cet organe est élevé. Ces facteurs de pondération représentent la sensibilité relative des organes du point de vue de l'apparition des effets nocifs de l'irradiation.

Les valeurs de  $w_T$  (et également de  $w_R$ ) dépendent de la connaissance de la radiobiologie et donc peuvent évoluer au cours du temps. Depuis l'origine du concept de la dose efficace (initialement appelée l'équivalent de dose efficace), introduit pour la première fois dans la publication 26 de la CIPR [6], les valeurs de  $w_T$  furent modifiées dans la publication 60 de la CIPR [8], grâce à une meilleure connaissance du risque des effets stochastiques. Actuellement, la dose efficace est toujours calculée à partir de ces valeurs. Toutefois, de nouvelles valeurs sont proposées par les nouvelles recommandations de la CIPR (tableau 1.2).

L'organe "Reste" du tableau 1.2 est composé, dans la publication 60 de la CIPR, des glandes surrénales, du cerveau, du gros intestin (ou côlon), de l'intestin grêle (ou petit intestin), des reins, des muscles, du pancréas, de la rate, du thymus et de l'utérus. Dans les nouvelles recommandations, les organes composant le "Reste" ont été modifiés ; il est constitué : de la prostate, du pancréas, du thymus, de l'utérus, de la rate, des muscles, de la paroi du petit intestin, de la paroi du coeur, des noeuds lymphatiques, de la vésicule biliaire, des glandes surrénales, des bronches extrathoraciques (trachée), du tissu conjonctif et du tissu adipeux. La somme des différents  $w_T$  est égale à 1.

TAB. 1.2 – Valeurs du facteur de pondération  $w_T$ 

Tissu ou organe	Facteur de pondération $w_T$ de la publication 60 de la CIPR [8]	Facteur de pondération $w_T$ des nouvelles recommandations de la CIPR [12]
Gonades	0,20	0,05
Moelle rouge	0,12	0,12
Côlon	0,12	0,12
Poumon	0,12	0,12
Estomac	0,12	0,12
Vessie	0,05	0,05
Poitrine	0,05	0,12
Foie	0,05	0,05
Oesophage	0,05	0,05
Thyroïde	0,05	0,05
Peau	0,01	0,01
Surface des os	0,01	0,01
Reste	0,05	0,10
Cerveau		0,01
Reins		0,01
Glandes salivaires		0,01

La dimension de la dose efficace est le joule par kilogramme ( $J.kg^{-1}$ ). L'unité est le Sievert (Sv) puisqu'elle reflète le détriment de l'ensemble des effets stochastiques sur le corps entier en tenant compte de la radiosensibilité propre des tissus ou des organes considérés.

### 1.2.3 Les grandeurs opérationnelles

Les grandeurs opérationnelles définies par la CIUR [7, 11, 16, 17] ont été introduites dans le but de fournir une grandeur mesurable qui soit un bon estimateur de la dose efficace. Toutes les grandeurs opérationnelles actuelles (l'équivalent de dose ambiant  $H^*(d)$ , l'équivalent de dose directionnel  $H'(d, \Omega)$  pour la surveillance de l'environnement, et l'équivalent de dose personnel  $H_p(d)$  pour la surveillance individuelle) ont pour unité le sievert (Sv). Elles sont définies par rapport à des fantômes standard, faciles à mettre en oeuvre (plaques ou sphère en matériau équivalent tissu).

#### 1.2.3.1 Définition de l'équivalent de dose

Deux rayonnements qui diffèrent soit par le type de radiation, soit par leur énergie, et qui déposent la même dose dans la matière traversée, n'induisent pas le même effet biologique sur les cellules du tissu. Les grandeurs opérationnelles, définies à partir de l'équivalent de dose, prennent

en compte ces différences via la dose absorbée  $D$  et le facteur de qualité  $Q$  qui dépend du transfert linéique d'énergie  $L$  appelé également TEL de la particule ionisante.

### Le transfert linéique d'énergie

Il est vite apparu que l'énergie absorbée dans un certain volume macroscopique de tissu ne suffisait pas à caractériser l'effet biologique obtenu sur ce tissu. En effet, pour une même quantité d'énergie absorbée, l'effet est différent suivant la nature des rayonnements primaires. L'expérimentation radiobiologique montre que les dégâts biologiques dépendent de la distribution microscopique de cette énergie absorbée, autrement dit de la manière dont l'énergie est cédée dans le milieu. L'effet biologique dépend de la répartition de l'énergie absorbée le long du parcours des particules chargées qui traversent le milieu. Cette distribution spatiale de l'énergie, le long de la trajectoire d'une particule, s'exprime par le transfert linéique d'énergie.

Le transfert d'énergie linéique ou le pouvoir linéique d'arrêt de collision, noté  $L_{\Delta}$ , d'un matériau, pour une particule chargée, est le rapport de  $dE$  par  $dl$ , où  $dl$  est la distance parcourue par la particule et  $dE$  est l'énergie moyenne perdue par collision au cours d'événements entraînant un transfert d'énergie inférieur à un seuil spécifié  $\Delta$ .

$$L_{\Delta} = \frac{dE}{dl} \quad (1.9)$$

Cette énergie en-dessous d'un seuil  $\Delta$  est une énergie communiquée localement au matériau traversé. Lorsque l'on prend en considération toutes les valeurs des pertes d'énergie possible, on obtient alors le transfert d'énergie linéique  $L_{\infty}$ .

L'unité usuelle de  $L$  est le kilo électron-volt par micromètre ( $keV/\mu m$ ).

### Le facteur de qualité

Le facteur de qualité est une fonction dépendant du transfert linéique d'énergie,  $L$ , dans l'eau. La relation numérique entre  $Q(L)$  et  $L$  spécifiée par le rapport 33 de la CIUR [10] est donnée par trois équations :

$$Q(L) = 1 \quad (L < 10 \text{ keV}/\mu m) \quad (1.10)$$

$$Q(L) = 0,32L - 2,2 \quad (10 \leq L \leq 100 \text{ keV}/\mu m) \quad (1.11)$$

$$Q(L) = 300/\sqrt{L} \quad (L > 100 \text{ keV}/\mu m) \quad (1.12)$$

## L'équivalent de dose

L'équivalent de dose,  $H$  (à ne pas confondre avec la dose équivalente, notée  $H_{T,R}$  §1.2.2.2), en un point est donné par :

$$H = \int_L Q(L) \cdot \frac{dD}{dL} \cdot dL \quad (1.13)$$

où  $Q(L)$  est le facteur de qualité pour les particules avec le transfert d'énergie linéique,  $L$ , et  $dD/dL$  est la distribution de la dose absorbée en un point de particules chargées de transfert d'énergie linéique compris entre  $L$  et  $L+dL$ .

### 1.2.3.2 Les quantités opérationnelles pour la surveillance de l'environnement

#### Les champs expansés et unidirectionnels

Pour les quantités opérationnelles destinées à la surveillance de zone ou de l'environnement, la CIUR a introduit les concepts d'alignement et d'expansion du champ de rayonnement. Un champ de rayonnement expansé est défini comme un champ hypothétique où la fluence et ses distributions angulaire et énergétique ont les mêmes valeurs dans tout le volume d'intérêt comme dans le champ réel au point de référence. Un champ de rayonnement expansé et unidirectionnel est un champ hypothétique où la fluence et la distribution spectrale en énergie sont les mêmes que dans le champ expansé mais où la fluence est unidirectionnelle.

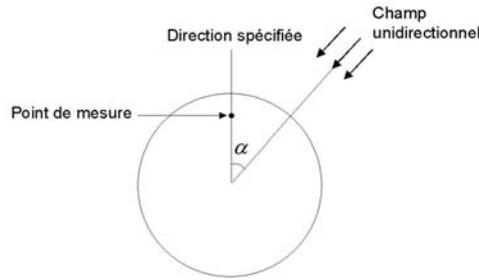
#### L'équivalent de dose ambiant

L'équivalent de dose ambiant,  $H^*(d)$ , en un point dans un champ de rayonnement est l'équivalent de dose qui serait produit par le champ aligné et étendu correspondant dans une sphère de 30 cm de diamètre remplie de matériau équivalent-tissu CIUR (sphère CIUR) [11, 17, 18] à une profondeur,  $d$ , sur le rayon opposé à la direction du champ aligné. La valeur recommandée de  $d$  est de 10 mm pour les rayonnements pénétrants et de 0,07 mm pour les rayonnements faiblement pénétrants.

#### L'équivalent de dose directionnel

L'équivalent de dose directionnel,  $H'(d, \Omega)$ , en un point dans un champ de rayonnement, est l'équivalent de dose qui serait produit par le champ étendu correspondant dans la sphère CIUR à une profondeur,  $d$ , sur un rayon dans une direction spécifiée,  $\Omega$ . La valeur recommandée de  $d$  est de 10 mm pour les rayonnements pénétrants et de 0,07 mm pour les rayonnements faiblement pénétrants.

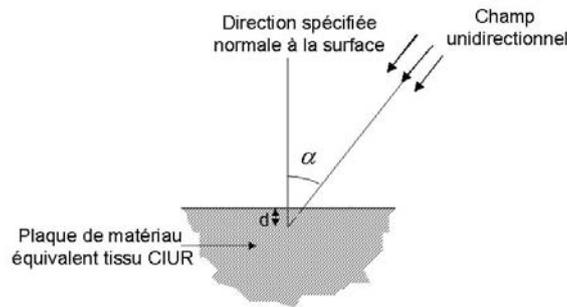
Dans le cas particulier d'un champ unidirectionnel, la direction peut être spécifiée en terme d'un angle,  $\alpha$ , entre le rayon opposé au champ incident et le rayon spécifique (figure 1.3). Lorsque  $\alpha$  est égal à  $0^\circ$ , la quantité  $H'(d, 0^\circ)$  peut être écrite comme  $H'(d)$  et est égale à  $H^*(d)$ .

FIG. 1.3 – Définition de l'angle  $\alpha$  pour  $H'(d, \alpha)$ .

### 1.2.3.3 Les grandeurs opérationnelles pour la surveillance individuelle

#### L'équivalent de dose individuel

L'équivalent de dose individuel,  $H_p(d)$ , est défini comme l'équivalent de dose dans le tissu mou à une profondeur appropriée,  $d$ , sous un point spécifié du corps. Les valeurs recommandées de  $d$  sont identiques à celles recommandées pour l'équivalent de dose directionnel. Pour étalonner les dosimètres, des fantômes ont été spécifiés par la CIUR pour simuler le torse humain : il s'agit de plaques de 30 cm x 30 cm x 15 cm constituées de matériau équivalent-tissu CIUR [11, 17, 18]. Tout comme l'équivalent de dose directionnel, l'équivalent de dose individuel dépend également de la direction du champ incident (figure 1.4).

FIG. 1.4 – Définition de l'angle  $\alpha$  pour  $H_p(d, \alpha)$ .

## 1.3 Estimation de la dose efficace aux postes de travail

Le décret n°2003-296 du 31 mars 2003 relatif à la protection des travailleurs contre les dangers des rayonnements ionisants établit à l'article R. 231-76 que *"la somme des doses efficaces reçues par exposition externe et interne ne doit pas dépasser 20 mSv sur douze mois consécutifs"*. La dose efficace étant la grandeur de radioprotection à partir de laquelle la limite légale de l'exposition est définie, il est nécessaire de pouvoir l'évaluer dans l'environnement de travail du personnel exposé. Les équivalents de dose, estimateurs de la dose efficace (cf. paragraphe 1.2.3), sont évalués expérimentalement par des dosimètres individuels (figure 1.5).



FIG. 1.5 – Exemples de dosimètres individuels : a) dosimètre EPD N2 neutron et photon de Siemens, b) dosimètre Saphydose N neutron de Saphymo, c) dosimètre Dosicard photon de Canberra Eurisys, d) dosimètre DIS-1 photon de Rados, e) dosimètre film photon de l'IRSN

Dans le même décret, à l'article R. 231-93, il est précisé que chaque travailleur appelé à intervenir en zone surveillée<sup>1</sup> ou en zone contrôlée<sup>2</sup> doit faire l'objet d'un suivi dosimétrique assuré par des mesures individuelles de l'exposition externe par dosimétrie passive. Les dosimètres passifs (films ou pastilles thermoluminescentes en général) accumulent jusqu'à leur lecture l'équivalent de dose individuel reçu par le travailleur. Ils sont lus dans un laboratoire d'analyse mensuellement ou trimestriellement selon le risque d'exposition. Dans l'article R. 231-94, il est également demandé que tout travailleur intervenant en zone contrôlée fasse l'objet d'un suivi par dosimétrie opérationnelle. Les dosimètres opérationnels (dosimètres électroniques) permettent, par un affichage numérique, une mesure instantanée de l'équivalent de dose  $H_p$ .

La dose efficace peut également être estimée à l'aide d'instruments d'ambiance : soit des radiamètres qui évaluent l'équivalent de dose ambiant, soit des spectromètres qui mesurent la distribution spectrale en énergie de la fluence que l'on convolue par les coefficients de conversion de la quantité recherchée.

### 1.3.1 Les limites de l'estimation de la dose efficace à partir des grandeurs opérationnelles

Nous présentons dans cette section les limites de l'estimation de la dose efficace dans un premier temps à partir des grandeurs opérationnelles puis dans un second temps à partir des grandeurs physiques du champ de rayonnement.

#### 1.3.1.1 Limites de la définition des estimateurs de la dose efficace

La grandeur opérationnelle doit estimer au plus juste la dose efficace. Si jamais des écarts sont constatés entre  $E$  et  $H_p$ , au sens de la radioprotection, la grandeur opérationnelle doit surestimer

<sup>1</sup>Une zone surveillée est une zone où les travailleurs sont susceptibles de recevoir dans les conditions normales de travail, une dose efficace dépassant 1 mSv par an.

<sup>2</sup>Une zone contrôlée est une zone où les travailleurs sont susceptibles de recevoir dans les conditions normales de travail, une dose efficace dépassant 6 mSv par an.

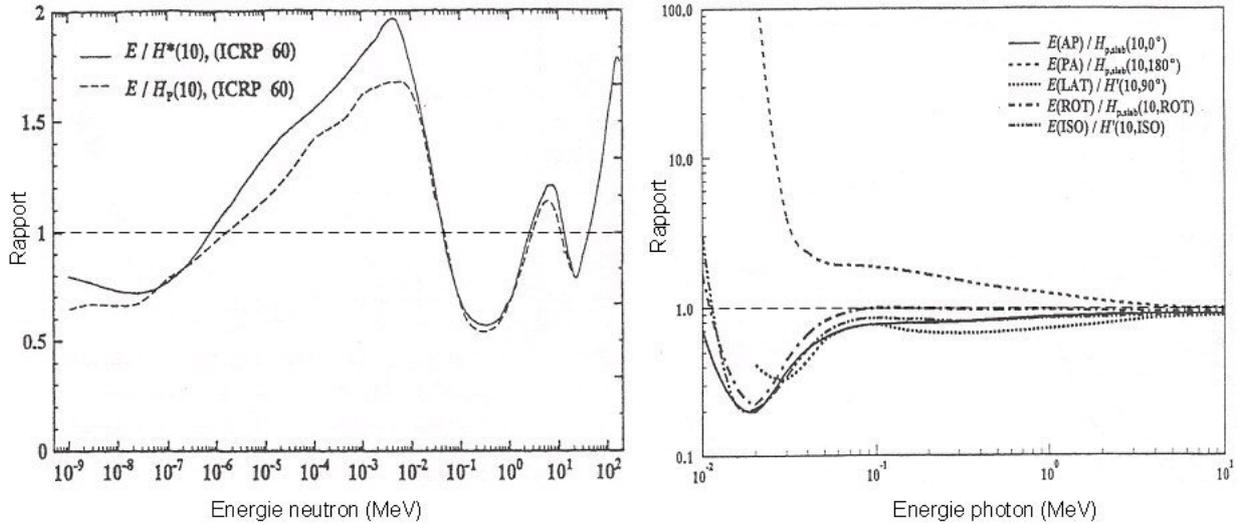


FIG. 1.6 – Rapport de  $E/H_p(10)$ ,  $E/H^*(10)$  ou  $E/H'(10)$  pour différentes géométries d'irradiation en fonction de l'énergie neutron ou de l'énergie photon [9].

la dose efficace afin de toujours s'assurer que le travailleur exposé est en-dessous des limites légales d'exposition.

La CIUR, dans son rapport 57, étudie l'estimation de la dose efficace  $E$  à partir des équivalents de dose. Elle s'intéresse particulièrement à l'équivalent de dose individuel  $H_p(10)$ . L'étude a été effectuée dans une gamme d'énergie allant de 10 keV à 10 MeV pour les photons et de  $10^{-9}$  MeV à 100 MeV pour les neutrons. Les configurations d'irradiations étudiées correspondent à des champs unidirectionnels et expansés dont les incidences d'irradiations sont soit à l'avant (géométrie antéro-postérieure notée AP), soit à l'arrière (géométrie postéro-antérieure notée PA), soit sur le côté (géométrie latérale notée LAT) par rapport à l'axe longitudinal du corps. Deux autres configurations d'irradiations ont été étudiées : la configuration d'irradiation rotationnelle (notée ROT) qui correspond à un champ parallèle, incident dans la direction orthogonale à l'axe longitudinal du corps, et tournant uniformément autour de cet axe longitudinal, et la configuration d'irradiation isotropique (notée ISO) dont la fluence des particules par unité d'angle solide est indépendante de la direction.

Il apparaît que la grandeur opérationnelle, pour les neutrons, sous-estime de façon importante la dose efficace en irradiation AP de  $10^{-6}$  MeV à 0,04 MeV. Pour des champs incidents de photons, des sous-estimations de la dose efficace ont été constatées pour la configuration d'irradiation PA, particulièrement lorsque l'énergie du faisceau incident est inférieure à 0,1 MeV (figure 1.6).

Les configurations standard d'irradiation ne représentant qu'un nombre très limité des configurations envisageables à un poste de travail, Grosswendt a calculé, à partir d'un code Monte Carlo

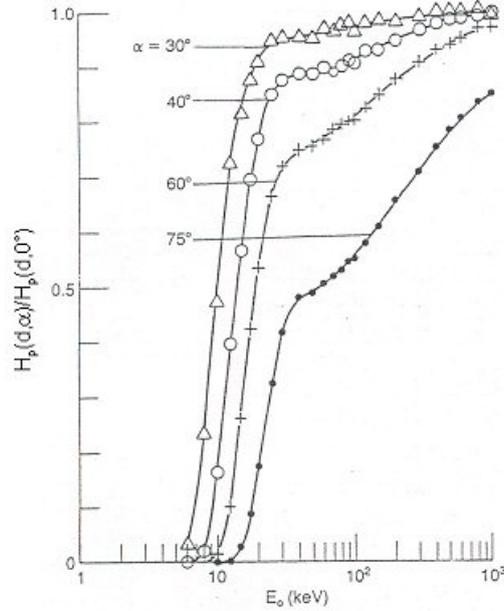


FIG. 1.7 – Dépendance angulaire de l'équivalent de dose personnel  $H_p(10)$  en fonction de l'énergie des photons incidents et de l'angle planaire  $\alpha$  [19].

et de la modélisation d'un fantôme de plaques équivalent tissu, les valeurs de la quantité opérationnelle  $H_p(10)$  pour différents angles polaires d'irradiations définis par rapport à la normale de la face avant du fantôme [19].

A partir de la figure 1.7 présentant les résultats de Grosswendt, on a pu constater que, pour une même énergie de photons incidents, plus l'angle d'irradiation augmente, plus la valeur de l'équivalent de dose individuel décroît. Ceci se vérifie d'autant plus que l'énergie des photons incidents diminue. En effet, d'une part, plus l'angle d'irradiation augmente, plus l'épaisseur de tissu traversée par le rayonnement est importante. D'autre part, plus l'énergie du faisceau incident est basse, plus l'atténuation du rayonnement dans le tissu est forte et plus la grandeur opérationnelle calculée est faible. Du fait de la différence importante de forme entre le tronc humain et les plaques servant de fantôme de référence pour déterminer l'équivalent de dose individuel, l'estimation de la dose efficace par la grandeur opérationnelle a pu être remise en cause lors de la variation angulaire du champ d'irradiation.

Chumak et Bakhanova ont alors simulé un fantôme anthropomorphe ainsi qu'un dosimètre porté à l'avant du fantôme, à la position où il est porté par un travailleur (sur la gauche au niveau de la poche avant de la blouse du travailleur) [20]. Par calcul, ils ont évalué, pour différents angles d'irradiations polaires et azimuthaux, l'estimation de la dose efficace fournie par la grandeur opérationnelle lorsque le dosimètre est situé sur le tronc. Ils ont constaté que selon l'angle d'irradiation, des sous-estimations importantes de la dose efficace peuvent être observées (figure

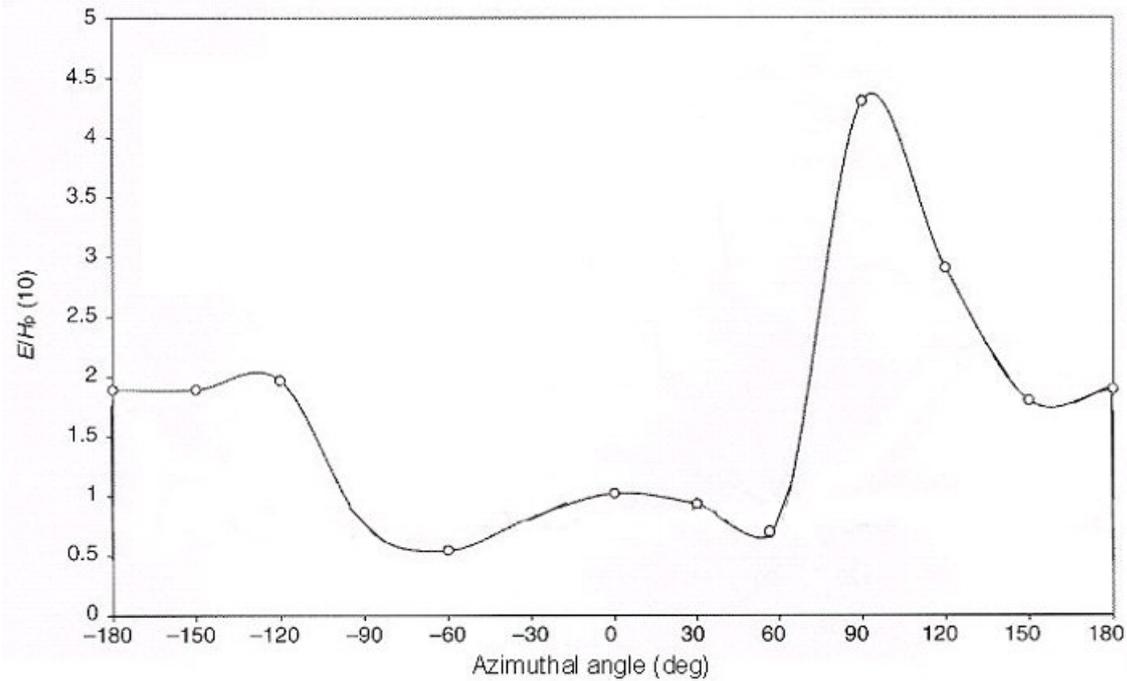


FIG. 1.8 – Dépendance angulaire du rapport  $E/H_p(10)$  en fonction de l'angle azimuthal pour une énergie photon de 200 keV et un dosimètre porté à la poche gauche de la blouse d'un travailleur [20].

1.8). Ces sous-estimations sont la conséquence de l'atténuation du rayonnement par l'épaisseur du tronc traversée pour atteindre le dosimètre. Elles sont principalement présentes pour des angles d'irradiation azimuthaux allant de  $60^\circ$  à  $180^\circ$ .

Ainsi, selon la configuration d'irradiation, l'angle et la gamme d'énergie du champ incident, la définition de l'équivalent de dose individuel peut ne pas répondre au principe de radioprotection puisqu'elle entraîne une sous-estimation de la dose efficace. Pour une irradiation latérale d'une cinquantaine de keV, la sous-estimation de la dose efficace par la grandeur opérationnelle peut atteindre un facteur 5 environ si on tient compte des écarts estimés à la fois par la figure 1.6 et par la figure 1.8. De plus, ces écarts ont été constatés pour des champs standard, irradiant de manière uniforme toute la surface d'entrée du fantôme. On peut alors envisager que pour des champs hétérogènes (champs non parallèles, distribution spectrale et énergétique du champ non uniformes sur la surface d'entrée du fantôme) les écarts entre l'équivalent de dose individuel et la dose efficace soient beaucoup plus importants.

### 1.3.1.2 Limites de détection des dosimètres

Les dosimètres de type photographique, thermoluminescent et photoluminescent (OSL, RPL, ...) sont, à l'heure actuelle, les principaux dosimètres passifs utilisés.

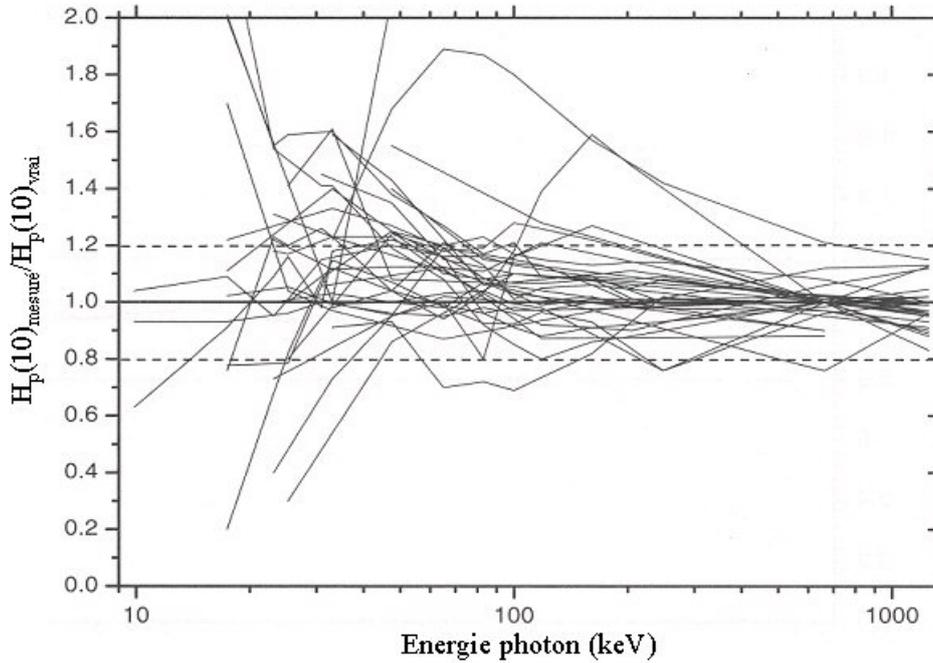


FIG. 1.9 – Réponse,  $H_p(10)_{mesuré}/H_p(10)_{vrai}$  de dosimètres thermoluminescents en fonction de l'énergie [21].

A titre d'exemple, nous étudions la réponse en énergie des dosimètres thermoluminescents. Dans le cadre d'un groupe de travail EURADOS (European Radiation Dosimetry Group), 26 Laboratoires ont fourni des informations sur la dépendance énergétique des dosimètres thermoluminescents qu'ils utilisent [21]. La référence, notée  $H_p(10)_{vrai}$ , a été calculée à partir de la mesure du kerma de l'air (effectuée par des instruments étalons) convoluée avec les coefficients de conversion appropriés. L'ensemble des réponses des dosimètres a été regroupé de manière anonyme sur la figure 1.9. On peut alors constater qu'en dessous de 50 keV, la réponse en terme d'équivalent de dose est en-dehors des limites de  $\pm 20\%$  pour plusieurs dosimètres.

Le rapport CEI-61526 [22] de la Commission Electrotechnique Internationale décrit les spécifications et les méthodes pour la mesure des équivalents de dose individuel  $H_p(10)$  et  $H_p(0,07)$  pour des rayonnements X, gamma et bêta par des dosimètres à lecture directe. La réponse en terme d'équivalent de dose de plusieurs dosimètres électroniques [23] a été testée sous des champs incidents de photons selon les spécifications données dans le paragraphe 8 du rapport CEI-61526. La réponse en énergie, normalisé à 662 keV, de chacun de ces dosimètres a été représentée sur la figure 1.10.

En-dessous de 50 keV, la réponse de la majorité des dosimètres chute. Elle dépasse alors la limite des  $\pm 30\%$  d'erreur tolérée par la CEI. Au-delà de 50 keV, bien que la réponse de tous les dosimètres soit à l'intérieur des  $\pm 30\%$ , il existe une très grande variabilité de réponse. La

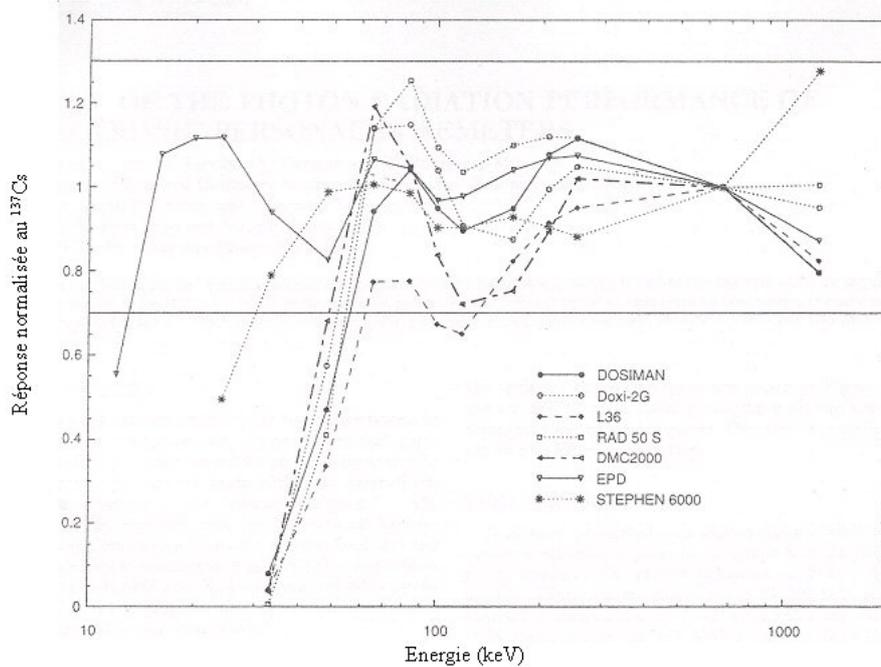


FIG. 1.10 – Réponse en fonction de l'énergie du champ incident de différents dosimètres électroniques individuels en terme de  $H_p(10, 0^\circ)$  [23].

dépendance en énergie des dosimètres électroniques étudiés démontre qu'une attention particulière doit être portée sur le choix du type de dosimètre à utiliser selon la distribution en énergie du champ présent au poste de travail. Par exemple, pour le domaine hospitalier, où les rayonnements photoniques susceptibles d'être reçus par les travailleurs sont principalement de basse énergie, un nombre faible de dosimètre semble capable de donner une bonne estimation de l'équivalent de dose individuel.

Les études des réponses en terme d'équivalent de dose en fonction de l'énergie et de l'angle du champ de rayonnement montrent les limites des systèmes de détection individuelle. Lorsqu'on estime la dose efficace  $E$  à partir de la mesure de  $H_p$ , l'erreur expérimentale d'évaluation de la valeur vraie de  $H_p$  par les dosimètres, erreur dépendante de l'angle et de l'énergie, se rajoute à celle qui est propre à la grandeur elle-même. Ces erreurs peuvent s'additionner ou se compenser en fonction du type d'irradiation.

### 1.3.2 Estimation de la dose efficace à partir des grandeurs physiques : les limites expérimentales

Un champ de rayonnement peut être décrit par les distributions en angle et en énergie des grandeurs physiques telles que la fluence et le kerma dans l'air. La convolution de tels spectres avec les coefficients adéquats de conversion dose efficace-fluence/kerma permet d'estimer la dose

efficace. Ces coefficients de conversion<sup>3</sup> ont été déterminés par modélisations numériques des interactions des rayonnements avec la matière traversée à l'aide de codes de transport (qui sont des codes Monte Carlo (§2.1.1) et de fantômes mathématiques irradiés par des champs de rayonnements parallèles monoénergétiques [8, 9, 29]). Les principaux codes utilisés pour le calcul des coefficients de conversion en champ incident photon sont les codes MCNP [24], GSF [25, 26], DEEP [27] et JEUNESSE [28]).

Au poste de travail, la distribution en énergie de la fluence ou du kerma du champ incident peut être évaluée à l'aide de spectromètres (en général, spectromètres germanium pour les rayonnements photoniques et le système à sphères de Bonner [30, 31] pour les neutrons). Ces spectromètres permettent de déterminer les activités des différents radionucléides présents dans le champ de mesure ainsi que leur débit de dose. Pour déterminer l'équivalent de dose ambiant, la distribution spectrale en énergie de la fluence est convoluée aux coefficients de conversion [32, 33]. Pour la dose efficace, l'équivalent de dose directionnel et l'équivalent de dose individuel, la distribution angulaire du rayonnement incident doit également être déterminée pour pouvoir appliquer les coefficients de conversion adéquats.

Or, à l'heure actuelle, il n'existe pas de spectromètre, utilisable en routine, à même de fournir la distribution angulaire de la fluence du champ incident. Lorsque la distribution angulaire du rayonnement est peu étendue, il est possible de sélectionner les coefficients de conversion de l'angle le plus représentatif. En cas de distribution angulaire étendue, retenir les coefficients de conversion les plus pénalisants en terme de dose peut être la solution à privilégier dans un but de radioprotection. En l'absence d'instrument permettant d'évaluer les valeurs vraies des équivalents de dose individuels au poste de travail, cette méthode est couramment appliquée pour la dosimétrie des neutrons. Depuis quelques années, des prototypes de spectromètres angulaires pour les neutrons sont à l'étude en Allemagne et Italie. Ces prototypes et des dosimètres individuels sont testés à des postes de travail du secteur Nucléaire Industriel de l'Union Européenne [34]. Pour les champs photoniques, aucun développement de spectromètre angulaire n'est en cours pour une application dosimétrique.

Outre l'absence de spectromètre angulaire, un autre problème limite la détermination de la dose efficace à partir de la mesure de la fluence du champ incident. En effet, les instruments n'effectuent qu'une mesure ponctuelle de la fluence. Or, au poste de travail, l'irradiation du travailleur peut ne pas être homogène en terme de distributions en angle et en énergie sur toute la surface du corps. Il

---

<sup>3</sup>Les coefficients de conversion pour les champs photoniques sont définis par rapport au kerma de l'air. Dans ce cas, l'unité des coefficients est le Sv/Gy ou le Gy/Gy ; ils sont donc pour les puristes sans dimension et de ce fait devraient être désignés en terme de facteur. Cependant, les commissions telles que la CIUR pensaient qu'il serait plus clair s'ils étaient exprimés avec les dimensions désignées ; c'est pourquoi le terme coefficient est conservé.

conviendrait alors de réaliser des mesures avec un spectromètre angulaire à des positions différentes le long du corps. L'expérimentation deviendrait alors lourde et l'exploitation des résultats délicate.

## 1.4 Objectifs

### 1.4.1 Objectifs du projet

L'approche retenue pour obtenir une bonne estimation de la dose efficace  $E$  aux postes de travail quelque soit la configuration d'irradiation consiste à équiper de détecteurs électroniques un mannequin physique, représentant le corps humain, en plastique équivalent-tissu. Des détecteurs placés à l'intérieur du fantôme permettraient de mesurer la dose absorbée aux organes et d'obtenir également une détermination expérimentale de la dose efficace pour des configurations d'irradiation complexes. Le choix de placer des détecteurs à l'intérieur du fantôme, au niveau des organes les plus radiosensibles selon les valeurs de  $w_T$  (tableau 1.2), permettrait de s'assurer de la relative indépendance de la réponse de l'instrument en fonction de la configuration d'irradiation. De plus, dès le départ de l'étude, le choix des détecteurs se porte sur des détecteurs à lecture directe de manière à faciliter l'exploitation future des résultats.

Cet instrument permettrait notamment :

1. en évaluant de manière plus précise la dose efficace reçue par un travailleur à son poste de travail (avec le champ d'irradiation réellement reçu par le travailleur), d'obtenir une valeur servant de référence dosimétrique pour les études de poste de travail et de lever les incertitudes qui découlent de la comparaison des résultats de la dosimétrie d'ambiance, dosimétrie individuelle électronique et passive.
2. de vérifier la bonne adéquation entre les dosimètres personnels et le champ de rayonnement au poste de travail en comparant la dose efficace de référence (dose efficace estimée par le fantôme instrumenté) avec les mesures fournies par les dosimètres portés à la poitrine du travailleur. Cet objectif est d'autant plus important depuis l'arrêté du 26 Octobre 2005 définissant les modalités de contrôle de radioprotection en application des articles R. 231-84 du code du travail et R. 1333-44 du code de la santé publique que "*Les instruments de mesure pour la radioprotection doivent être adaptés au type du ou des rayonnements à rechercher et doivent être compatibles avec les conditions de travail envisagées afin de permettre une interprétation correcte des résultats de la mesure*".
3. de réaliser une cartographie spatiale de la dose sur le poste à partir des mesures de doses absorbées aux organes. Un tel instrument pourrait être employé pour définir de nouvelles pratiques ergonomiques ou renforcer des protections radiologiques.

Ce fantôme instrumenté pourrait être utilisé dans le domaine médical, nucléaire ou dans le domaine de la recherche, pour tous les postes de travail dans lesquels les rayonnements photoniques sont présents (radiologie interventionnelle, radiologie, travail en boîte à gants pour la fabrication du combustible ou la manipulation d'échantillons de combustibles irradiés ... ).

## 1.4.2 Objectifs de la thèse

L'objectif général de la thèse est d'étudier la possibilité de concevoir et de développer un fantôme équipé de détecteurs dans le but d'évaluer la dose efficace, en champ photonique, aux postes de travail.

L'étude de la distribution spatiale de l'énergie déposée dans le fantôme devra tout d'abord être effectuée afin de déterminer les positions de détection optimales dans le fantôme anthropomorphe adulte. Si l'objectif est de limiter le nombre des détecteurs de manière à ce que la complexité technique et le coût du mannequin restent raisonnables, il a été choisi d'étudier, dans un premier temps, la faisabilité du fantôme anthropomorphe en considérant, au minimum, un détecteur par organe contribuant à la dose efficace. L'évaluation des doses absorbées aux organes et de la dose efficace à partir des positions de détection déterminées et retenues devront être étudiées sur l'ensemble de la gamme en énergie rencontrée aux postes de travail et pour des configurations d'irradiation suffisamment variées pour vérifier la robustesse de l'évaluation. A l'issue de cette première phase, l'optimisation du nombre de détecteurs devra être effectuée. Puis, les caractéristiques des détecteurs nécessaires à la mesure de l'énergie déposée dans les organes du fantôme pour les champs rencontrés aux postes de travail devront être déterminées. Enfin, le cahier des charges du fantôme devra être réalisé.

## 1.5 Point bibliographique

Dans la littérature, peu d'articles concernent la mesure de la dose efficace à partir d'un fantôme anthropomorphe équipé de détecteurs électroniques. La plupart des études menées ont été effectuées avec des pastilles thermoluminescentes insérées dans le fantôme [35, 36, 37, 38]. Dans les cas étudiés, plus d'une centaine de pastilles ont été introduites, ce qui rend l'exploitation des résultats très difficile. Un seul article, dont le sujet traité se rapproche de notre projet, a été identifié. Il s'agit d'une étude comparative entre les doses aux organes obtenues par simulation et celles obtenues à partir de 16 semiconducteurs (MOSFETs) placés à l'intérieur d'un fantôme de nouveau-né [39]. Toutefois, l'étude effectuée présente des limites par rapport à notre projet.

1. L'irradiation du fantôme équipé des semiconducteurs a été effectuée à partir d'un appareil de radiologie réglé successivement à 62 kVp, 67 kVp et 72 kVp. Or, aux postes de travail, les

champs rencontrés ont, en général, des incidences plus complexes que celles obtenues à partir d'un appareil de radiologie et les distributions en énergie peuvent s'étendre de la dizaine de keV au MeV. L'évaluation des doses absorbées aux organes à partir de mesures ponctuelles doit donc être évaluée pour des configurations d'irradiation et des énergies similaires de celles rencontrées aux postes de travail.

2. La dose efficace n'a pas été évaluée, seules les doses absorbées mesurées ont été comparées à celles déterminées par calcul. L'influence sur l'évaluation de la dose efficace des écarts constatés entre les doses absorbées aux organes mesurées et calculées n'a donc pas été étudiée.
3. Aucune étude sur la distribution spatiale de l'énergie déposée n'a été effectuée, les détecteurs sont automatiquement placés au centre de l'organe. Chez le nouveau-né, les organes étant de petite taille, ce choix est tout à fait justifiable. Par contre, chez l'adulte, où les organes ont des formes plus complexes et des volumes plus importants, l'étude de la distribution spatiale de l'énergie déposée paraît nécessaire.

Cette étude de la distribution spatiale de l'énergie déposée chez l'adulte est présentée dans le chapitre II. La méthode utilisée est exposée et les résultats au niveau des positions de détection sont commentés. A partir de ces positions, l'estimation des doses absorbées aux organes et de la dose efficace sont évaluées pour différentes configurations d'irradiation.



## Chapitre 2

Développement d'un mannequin équipé de détecteurs : étude de faisabilité de l'approche

Au cours du premier chapitre, les limites de l'estimation de la dose efficace aux postes de travail d'une part via l'évaluation des grandeurs opérationnelles, d'autre part via la mesure de la fluence du champ d'irradiation ont été expliquées. Pour pallier cela, l'IRSN a alors envisagé de concevoir un fantôme anthropomorphe équipé de détecteurs afin de pouvoir évaluer la dose efficace, conformément à sa définition, reçue lors de l'exposition d'un travailleur. L'objectif de la thèse est de déterminer la faisabilité d'un tel système de mesure lors d'irradiation en champ photonique.

Répondre à la faisabilité du fantôme instrumenté m'a conduit à étudier la distribution spatiale de la dose dans le fantôme et plus particulièrement dans les organes afin de déterminer le nombre et les positions des détecteurs nécessaire à une estimation correcte de la dose efficace. Pour parvenir à cet objectif, j'ai choisi, dans un premier temps, de vérifier la faisabilité en considérant, sauf cas particuliers, un détecteur par organe. Cette étude a été effectuée à partir d'un code de calcul simulant les interactions à la fois dans le milieu environnant du travailleur et dans le corps humain. Ce chapitre vise à présenter tout d'abord les outils numériques mis en oeuvre ainsi que les méthodes de calcul et d'analyse que j'ai développées. La seconde partie présente les résultats obtenus.

## 2.1 Outils de modélisation

La modélisation numérique des interactions des rayonnements photoniques avec le corps humain en champ photonique peut se faire soit à l'aide de codes de calcul déterministe soit à l'aide de codes de calcul Monte Carlo. A partir de ces derniers, il est possible de simuler des géométries (corps humain, salle de travail, ...) complexes en prenant en compte toutes les interactions importantes. Cette section présente les codes de calcul Monte Carlo de façon générale puis, plus spécifiquement, le code de calcul utilisé pour notre étude : le code MCNPX. Les caractéristiques des modélisations MCNPX effectuées ainsi que celles du fantôme anthropomorphe modélisé sont également exposées.

### 2.1.1 Les codes de calcul Monte Carlo

#### 2.1.1.1 Historique de la méthode Monte Carlo

Le plus vieil exemple d'utilisation d'une méthode d'échantillonnage est attribué à Buffon au 18<sup>ième</sup> siècle. Il est connu sous le nom de "l'aiguille de Buffon" et est destiné à calculer le nombre  $\pi$  à l'aide d'expériences répétées [40]. Dans les années 1944, Metropolis et Ulam baptisèrent les méthodes d'échantillonnage par le nom "Monte Carlo", durant le Projet Manhattan de la Seconde Guerre Mondiale [41]. Ils choisirent ce nom pour la similarité du principe de la méthode avec le caractère aléatoire des jeux de chance aux casinos, pour lesquels Ulam vouait une passion [42].

La méthode Monte Carlo est employée pour résoudre, en utilisant les lois de la statistique, des

problèmes complexes pour lesquels les approches traditionnelles analytiques s'avèrent insuffisantes. L'élément est suivi depuis sa formation jusqu'à sa disparition ainsi que tous les autres éléments qu'il engendre. L'utilisation d'une méthode Monte-Carlo nécessite de reformuler le problème en termes de probabilités. Les processus stochastiques considérés sont alors décrits par des lois de probabilité échantillonnées à partir de nombres aléatoires équidistribués issus d'un générateur. L'incertitude du calcul est liée au nombre de tirages de nombres aléatoires.

Cette méthode est utilisée aujourd'hui dans de nombreux domaines pour simuler les phénomènes obéissant à des lois statistiques et notamment pour le transport des particules dans la matière. Dans ce cas, chaque "histoire" correspond au suivi de la cascade de particules engendrée par une particule primaire. Les variables aléatoires sont les paramètres d'interaction (nature de l'interaction, type de particule créée, transfert d'énergie, etc...). Les distributions de probabilité sont établies à partir des différentes sections efficaces d'interaction. Le développement particulièrement important de la simulation du transport des particules par la méthode Monte-Carlo est principalement dû, d'une part, à l'essor de la physique quantique qui a permis de déterminer les sections efficaces d'interaction des particules avec la matière (à partir de calculs et de mesures), et d'autre part, à l'accroissement des performances des ordinateurs.

### 2.1.1.2 Les principes de base de la méthode Monte Carlo

#### Les nombres aléatoires

Les nombres aléatoires ont un rôle fondamental dans la méthode Monte Carlo. Ils doivent être indépendants les uns des autres et uniformément distribués entre 0 et 1. Des générateurs de nombres aléatoires établissent des relations de récurrence en calculant une  $n+1^{\text{ième}}$  valeur à partir de la  $n^{\text{ième}}$ . La précision de la simulation dépend directement de la qualité du générateur de nombres aléatoires utilisé. Le générateur de Lehmer, connu sous le nom de générateur par la méthode de congruence multiplicative linéaire [43], est le plus couramment utilisé. Il génère des nombres pseudo-aléatoires à partir de la relation suivante :

$$x_n = (ax_{n-1} + c) \text{ modulo } M \quad (2.1)$$

où  $a$ ,  $c$ ,  $M$  sont des constantes,  $n=1, 2, 3, \dots$  et où l'opérateur modulo donne le reste dans la division euclidienne de  $ax_{n-1} + c$  par  $M$ . Ce dernier est généralement égal à  $2^b$ ,  $b$  étant le nombre de bits codant un entier pour l'ordinateur utilisé. La séquence de nombre générée correspond à la période du générateur et doit être suffisamment grande pour éviter les répétitions de nombres lors d'un calcul. Les tests de  $\chi^2$  et Kolmogorov-Smirnov permettent de tester la qualité du générateur en vérifiant cette uniformité.

## Les méthodes d'échantillonnage

Le principe de la méthode Monte Carlo consiste à décrire les phénomènes physiques à partir de l'échantillonnage des lois de probabilités, effectué en utilisant les nombres aléatoires équidistribués. Les deux méthodes d'échantillonnage les plus répandues sont la méthode directe, ou d'inversion, et la méthode de réjection.

Dans le cas de la méthode directe, une fonction de répartition  $F$ , monotone et croissante dans l'intervalle  $[a,b]$  est définie telle que :  $F(a)=0$  et  $F(b)=1$ . Soit  $x$ , une variable aléatoire dans l'intervalle  $[a,b]$  et  $f(x)$  sa densité de probabilité cumulée correspondante :

$$F(x) = \int_a^x f(x)dx \quad (2.2)$$

$F(x)$  variant entre 0 et 1 pour  $x \in [a,b]$ , il est possible de générer un nombre aléatoire  $R$  compris entre 0 et 1 tel que  $R = F(x)$ . C'est ce que l'on appelle l'égalité des fonctions de répartition. La valeur échantillonnée  $x'$  est alors obtenue en résolvant l'équation  $x' = F^{-1}(R)$ . Ceci n'est possible que si la fonction de densité de probabilité  $f(x)$  est intégrable et si la fonction de densité de probabilité cumulée  $F(x)$  ainsi obtenue est réversible.

Pour la méthode de réjection, la densité de probabilité  $f(x)$  est normalisée par rapport à sa valeur maximale  $M$ , définissant ainsi une deuxième densité de probabilité,  $f'(x)$ . Un nombre  $R_1$  est alors tiré aléatoirement dans l'intervalle  $[0,1]$  et une valeur aléatoire  $x'$  est calculée dans l'intervalle  $[a,b]$  de sorte que  $x' = a + (b - a)R_1$ . Un deuxième nombre  $R_2$  est tiré aléatoirement et la condition  $R_2 < f'(x)$  est testée. Si cette condition est satisfaite,  $x'$  est acceptée, sinon, elle est rejetée et une nouvelle valeur  $x'$  est calculée.

## Les techniques de réduction de variance

Malgré les progrès de ces dernières décennies en terme de puissance de calcul informatique, les temps de calcul associés à un programme Monte Carlo peuvent vite atteindre des journées, voire des semaines. Ils sont fonction du nombre de particules générées, de l'énergie, du type de ces particules ainsi que du milieu dans lequel elles interagissent. Ces temps de calculs sont inversement proportionnels à l'erreur statistique. Les techniques, développées afin d'améliorer la précision des résultats fournis par un code Monte Carlo, permettent de diminuer les temps de calcul. Parmi les diverses méthodes de réduction de variance, les plus connues sont "l'interaction forcée", "la stratification", "le splitting" et "la roulette russe" [44, 45, 46].

L'interaction forcée est utilisée lorsque la majorité des particules simulées quittent la géométrie d'intérêt sans avoir interagi. Dans ce cas, elles peuvent être forcées à interagir dans le milieu en

modifiant la distribution des longueurs de parcours. Le poids statistique, attribué à chacune d'entre elles et calculé après chaque interaction, est également modifié dans cette technique ainsi que dans la plupart des techniques de réduction de variance. Ce poids statistique représente la probabilité qu'à une particule d'énergie incidente  $E$  d'émerger après une interaction. La définition de ce poids est propre au code de transport qui suit l'ensemble des particules tout au long de leur histoire et enregistre en un point donné, toutes les contributions des interactions.

La stratification consiste à ne simuler dans un calcul que les particules qui sont émises dans une direction d'intérêt définie par un angle solide. Leur distribution à l'intérieur de cet angle solide est alors calculée à l'aide de nombres aléatoires et de l'angle maximum entourant la zone d'intérêt.

Le splitting et la roulette russe sont souvent employés pour des problèmes de pénétration dans lesquels le nombre de particules incidentes devient très faible en profondeur ou lorsque les importances des régions traversées sont différentes. Il est alors nécessaire d'accroître artificiellement le nombre de particules. Il est également essentiel d'éviter des écarts trop importants entre les valeurs des poids des particules dans une région car la dispersion des poids va diminuer la qualité des résultats. Si parmi l'ensemble des particules d'une simulation, un nombre restreint de particules ont des poids très élevés par rapport aux autres particules, la dispersion des résultats sera importante et la variance élevée. De plus, le temps nécessaire pour poursuivre les particules de poids plus faible sera long alors qu'elles n'auront qu'une très faible contribution aux résultats. On utilise alors une technique de splitting sur les particules de poids forts pour éclater ces particules en  $N$  particules de poids  $N$  fois plus faible. A l'inverse, on utilise la technique de la roulette russe sur les particules de poids faible afin de les regrouper en une seule particule. Ces deux techniques sont en général utilisées conjointement, bien qu'elles soient totalement indépendantes, car elles permettent de diminuer la dispersion des poids.

### Les estimateurs statistiques

L'estimation de l'erreur statistique de la valeur calculée par la méthode Monte Carlo est indispensable pour juger de la qualité du résultat. Cette incertitude statistique est en général exprimée sous forme de variance ou d'écart type. La démarche de calcul est la suivante :

- Soit  $N$  le nombre total d'histoires que l'on souhaite simuler
- Ces  $N$  histoires sont divisées en  $n$  séries de  $N/n$  histoires. La quantité calculée pour chaque série est notée  $x_i$ .
- La valeur moyenne de la quantité  $x_i$  est calculée suivant :

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (2.3)$$

- La variance associée est estimée à partir de la distribution de  $x_i$  :

$$s_x^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (2.4)$$

- L'erreur statistique sur la moyenne s'écrit alors :

$$s_x = \sqrt{\frac{s_x^2}{n}} \quad (2.5)$$

L'erreur relative R du résultat d'un calcul normalisé par rapport au nombre de particules incidentes est définie par l'équation :

$$R = \frac{s_x}{\bar{x}} \quad (2.6)$$

En général, R doit être au moins inférieur à 0,1.

Considérant la variance  $s^2$  d'une distribution normale obtenue grâce à N histoires. Cette variance doit être inversement proportionnelle à N. Le temps de calcul T (ou le temps processeur) est quant à lui proportionnel à N. Donc, le produit de la variance  $s^2$  avec le temps processeur T est égal normalement à une constante. La précision d'un calcul peut alors être définie par une autre quantité : la FOM (figure Of Merit) définie par l'équation :

$$FOM = \frac{1}{s^2 T} \quad (2.7)$$

En fait, la FOM apporte plusieurs informations :

1. elle indique la fiabilité d'un résultat dans le sens où si le résultat est correct, la FOM devrait être à peu près constante toutes les n séries d'histoires excepté au début du calcul du fait des fluctuations statistiques,
2. elle aide à optimiser le temps de calcul en effectuant plusieurs tests courts avec différents paramètres de réduction de variance et en choisissant alors celui avec la FOM la plus élevée,
3. elle permet d'estimer le temps processeur requis pour atteindre une valeur voulue de s en effectuant le calcul  $T = 1/(s^2 FOM)$

### 2.1.1.3 Présentation de codes Monte Carlo employés en radioprotection

Il existe, à l'heure actuelle, de multiples codes de transport de particules par la méthode de Monte Carlo développés soit pour une application particulière à un problème donné, soit pour des problèmes généraux, permettant de modéliser des géométries de forme complexe et des matériaux de compositions variées (codes dits "généralistes"). Ces derniers sont développés par des organismes de recherche tels que le CERN, le CEA, le laboratoire de Los Alamos, ... Les postes de travail étant de géométries diverses et complexes, les codes généralistes sont les plus adaptés à notre étude. Une

description sommaire de quelques uns de ces codes utilisés dans le domaine de la recherche ou dans le domaine médical est présentée ici :

- Le code Monte Carlo EGS (Electron Gamma Shower) est développé au 'Stanford Linear Accelerator Center'. Il a été l'un des premiers codes mis à la disposition des chercheurs à avoir simulé le transport du couple électron/photon dans la matière. La version actuelle du code est EGS5 [47]. Il est employé dans un grand nombre d'utilisations en métrologie des rayonnements.
- Le code GEANT 4.0 développé au CERN se présente sous la forme d'une bibliothèque de données et d'outils que l'utilisateur peut assembler ensemble selon ses besoins spécifiques (object-oriented technology). Les dernières versions sont écrites en C++ au lieu du Fortran habituellement utilisé pour les autres codes. Il est très complet en ce qui concerne les types de particules suivantes : photons, électrons, hadrons et ions.
- Le code MCNP (Monte Carlo N Particles) est développé depuis les années 1940 au 'Los Alamos National Laboratory' (lancé initialement lors du projet Manhattan). Il permet de simuler les interactions des particules neutres (photons et neutrons) et des particules chargées (électrons et positons). Faisant l'objet de développements continus, des nouvelles versions sont régulièrement disponibles. Aujourd'hui, le code MCNP fait l'objet de développements parallèles effectués par deux équipes différentes du Laboratoire de Los Alamos. Alors qu'une première équipe a gardé l'acronyme MCNP pour désigner ses nouvelles mises à jour du code, la seconde équipe utilise l'acronyme MCNPX (Monte Carlo N-Particle radiation transport code eXtending the capabilities of MCNP4C) pour toutes leurs nouvelles versions [48]. MCNPX a été développé à partir de la version MCNP4C [49] de MCNP, et intègre en plus les tables de données nucléaires pour le transport de protons, des modèles physiques pour simuler le transport de 30 particules additionnelles (deuteron, triton, alpha, pion, muon, ...) et des modèles physiques pour transporter les neutrons et les protons lorsqu'aucune donnée tabulée n'est disponible ou lorsque les interactions simulées sont au-delà de la gamme d'énergie (20 à 150 MeV) pour laquelle les tables de données sont enregistrées [50].

Notre choix s'est porté sur le code MCNPX du fait de sa reconnaissance internationale en radioprotection [51, 52, 53] et de la structure relativement simple des fichiers d'entrée. De plus, son utilisation régulière au sein du Laboratoire a permis une bonne connaissance de ce code. D'autre part, sa possibilité de simuler les interactions avec les neutrons et les particules secondaires engendrées, permettra d'utiliser le même code afin d'étudier la faisabilité du fantôme instrumenté pour les champs neutroniques si la faisabilité en champ photonique est démontrée suite aux travaux de cette thèse.

## 2.1.2 Le code MCNPX

La paramétrisation du code est effectuée par l'intermédiaire de "cartes" spécifiques. L'avantage de ce concept est la relative simplicité des fichiers d'entrée. L'inconvénient est le risque d'utiliser sans le savoir des paramètres qui ne sont pas adaptés, un certain nombre d'entre eux étant définis par défaut dans le code. Il est donc nécessaire avant toute étude d'avoir une bonne connaissance des différentes cartes disponibles. Dans cette section, nous présentons de manière générale la structure d'un fichier d'entrée MCNPX, les différents modes de transport des photons et des électrons mis en mouvement, les sorties disponibles et enfin les différentes méthodes de réduction de variance.

### 2.1.2.1 Structure d'un fichier d'entrée MCNPX : généralités

Un fichier d'entrée MCNPX a toujours, quelle que soit l'application, la même structure. En premier lieu, les géométries des volumes cibles, de l'environnement et des sources sont créées à l'aide de "cellules" (élément de volume) définies à partir de cartes de surface ou de volume (les cartes volumes sont appelées des "macrobodyes"). L'espace à prendre en compte à partir d'une surface ou d'un volume pour constituer une cellule est défini par un signe + ou -, puis la cellule est créée par un principe d'exclusion et d'inclusion booléenne des différents espaces. Ensuite, les matériaux composant les cellules et les sections efficaces correspondantes sont introduits. La troisième partie du fichier d'entrée concerne les paramètres définissant la source des rayonnements, les types de particules considérées pour le transport, et la méthode éventuelle de réduction de variance ... La dernière partie du fichier d'entrée est destinée aux paramétrages des sorties désirées par l'utilisateur : calcul de la fluence en un point, calcul de la dose absorbée moyennée dans une cellule ...

### 2.1.2.2 Les différents modes de transport

#### Le mode de transport des photons

Le libre parcours moyen d'un photon, c'est-à-dire la distance moyenne parcourue par un photon entre deux interactions, est déterminée en fonction de son énergie à partir des bases de données contenant les sections efficaces différentielles et totales. Les sections efficaces différentielles correspondent au rapport entre le taux d'interaction d'un matériau cible connu dans un angle solide élémentaire et le flux incident envoyé sur ce matériau cible. Dans la gamme d'énergie de notre étude (d'une dizaine de keV à 10 MeV environ) et pour les matériaux étudiés, les principales interactions sont l'effet Compton, la diffusion cohérente et en-dessous de 30 keV, l'effet photoélectrique (Cf. annexe A). L'ensemble des sections efficaces pour ces réactions et ce domaine d'énergie sont regroupées dans la base de données (ou "bibliothèque") mcplib02/mcplib03/mcplib04 au format approprié pour MCNP. Une fois le libre parcours moyen déterminé, la distance à la prochaine interaction est

échantillonnée. Le photon est transporté en ligne droite sans perte d'énergie jusqu'au point d'interaction. Le type d'interaction ainsi que les changements de l'énergie et de la direction du photon primaire sont alors échantillonnés à partir des sections efficaces différentielles.

Le code MCNPX propose deux modes de transport pour les photons : un mode dit "simple" et un mode "détaillé". Le choix entre ces deux modes est défini dans le fichier d'entrée par la carte "PHYS :P".

- Le traitement physique simple prend en compte l'effet photoélectrique, la production de paire et la diffusion Compton. La diffusion cohérente (diffusion Thomson) est ignorée, de même que l'émission des photons de fluorescence.
- Le traitement physique détaillé inclut la diffusion Thomson, et prend en compte les photons de fluorescence. Ce mode détaillé est pris par défaut dans le fichier d'entrée lorsque l'énergie du photon incident est inférieure à 100 MeV.

Dans la gamme d'énergie de notre étude, la diffusion cohérente est effectivement présente bien qu'influençant très peu les valeurs du coefficient d'atténuation massique total. Nous avons donc opté pour le traitement physique détaillé afin de tenir compte de la diffusion Thomson.

### **Le mode de transport des électrons secondaires [54, 55]**

Le mode de transport des électrons secondaires peut être abordé de trois manières :

1. En configurant la carte "MODE" en "MODE P E", le transport des électrons est pris en compte. Toutes les collisions de photon exceptées les diffusions cohérentes (diffusion Thomson) peuvent créer des électrons qui sont conservés pour un transport futur. Les électrons subissant un très grand nombre d'interactions dans la matière (cf. annexe A), le code MCNPX ne peut simuler leur transport de façon analogue, c'est-à-dire en décrivant individuellement chacune des interactions qu'un électron subit. Le code divise donc l'histoire de chaque électron en plusieurs étapes durant lesquelles les nombreuses interactions individuelles des électrons sont regroupées et échantillonnées dans des distributions de probabilités. Lors de l'utilisation de ce mode, un algorithme d'attribution des données de transport des électrons (longueur du parcours total, énergie, position de l'électron, ...) est utilisé. Le code MCNPX propose deux algorithmes : les algorithmes MCNP et ITS (*Integrated TIGER Series*). L'algorithme MCNP est utilisé par défaut. Or, des études, menées entre autre par Gierga, Jeraj et Shaart [56, 57, 58], ont montré que l'algorithme ITS était plus précis que l'algorithme MCNP, qui pouvait entraîner, pour des champs incidents de haute énergie et des volumes de calcul de faible dimension, une surestimation significative du parcours des électrons dans la matière.

Pour nos applications, les volumes dans lesquels l'énergie déposée est calculée, sont en général de l'ordre au moins du centimètre cube et les énergies des champs incidents sont inférieures à 10 MeV. Les différences entre les deux algorithmes de calcul devraient donc être négligeables. Toutefois, par précaution, lorsque le transport des électrons a été configuré en mode PE, l'algorithme ITS, défini à partir de la carte DBCN a été utilisé.

2. Lorsque la carte "MODE" est configuré en "MODE P", le transport des électrons n'est pas pris en compte. Un modèle de cible épaisse est utilisé. Ce modèle génère des électrons mais suppose qu'ils s'orientent dans la direction des photons incidents et qu'ils sont arrêtés localement (approximation de kerma). Les photons émis par rayonnement de freinage ne sont cependant pas négligés mais l'étape du transport des électrons est omise.
3. En paramétrant la carte "PHYS" ("IDES=1"), il est possible d'exclure toute la production d'électrons. L'énergie des électrons est supposée être déposée localement et le rayonnement de freinage n'est pas pris en compte.

La configuration en "MODE P E" est donc la configuration la plus représentative des interactions se produisant entre le champ de photon incident et le milieu environnant. Toutefois, lorsque les électrons sont transportés, le temps de calcul est nettement plus important (d'un facteur 1000 à 10 000 pour la même erreur statistique) que pour une simulation où l'énergie des électrons est supposée être déposée localement. Il est donc intéressant d'étudier l'influence du transport des électrons sur l'évaluation de la dose absorbée et donc sur l'estimation de la dose efficace. Cette étude, présentée au paragraphe 2.3, a permis de choisir le ou les modes de transport les mieux adaptés.

Les tables de données des interactions des électrons sont nécessaires à la fois pour les problèmes où les électrons sont transportés, et pour les problèmes où le modèle de la cible épaisse est utilisé. Ces tables de données sont regroupées dans le fichier EL03 dans un format lisible par MCNPX.

### 2.1.2.3 Les différentes sorties

#### Les grandeurs calculées

Pour les champs de photons, six types de sortie (appelés "tallies") sont disponibles avec le code MCNPX. Par défaut, toutes les sorties sont normalisées par le nombre de particules incidentes. Une description de chacune de ces sorties est présentée dans le tableau 2.1.

Pour notre étude, les principaux "tallies" utilisés ont été les "tallies" F4 pour obtenir la fluence de particules à travers un volume et les "tallies" F6 et \*F8 pour obtenir l'énergie déposée (normalisée par la masse de la cellule pour le tally F6). Ces deux derniers "tallies", bien que mesurant la même grandeur, sont basés sur des principes de calcul totalement différents.

TAB. 2.1 – Liste des "tallies" disponibles dans le code MCNPX pour les photons (P) et les électrons (E).

Tally	Particules	Description	F unité	*F unité
F1	P ou E	Nombre de particules ou énergie des particules traversant une surface	-	MeV
F2	P ou E	Fluence de particules à travers une surface	$1/cm^2$	$MeV/cm^2$
F4	P ou E	Fluence de particules à travers une cellule	$1/cm^2$	$MeV/cm^2$
F5	P	Fluence de particules en un détecteur point	$1/cm^2$	$MeV/cm^2$
F6	P	Energie déposée par unité de masse	MeV/g	jerks/g
F8	P ou E ou P/E	Energie déposée	coups	MeV

Le "tally" F6 estime les longueurs des traces de photon pondérées par un coefficient  $H(E)$  (appelé dans la documentation de MCNP "the heating number") dépendant de l'énergie  $E$  et calculé à partir des sections efficaces. Le résultat est ensuite intégré sur le volume de la cellule et sur la distribution en énergie puis normalisé par rapport à la masse du volume de calcul. Lors du calcul de  $H(E)$ , l'approximation kerma est réalisée c'est-à-dire que toute l'énergie transférée aux électrons est supposée être déposée localement. Ainsi le "tally" F6 ne doit être utilisé que lorsque l'approximation kerma est valide.

Le "tally" \*F8 estime lui directement, sans calculer la longueur de trace, l'énergie déposée en effectuant la différence entre les énergies entrantes et sortantes des photons et électrons pour une cellule donnée. Ce "tally" n'effectuant pas d'approximation kerma, il est parfaitement adéquat pour calculer l'énergie déposée lorsque les électrons sont transportés.

La documentation de MCNP4C [49] propose une méthode d'utilisation du "tally" F4 qui permet d'obtenir le volume des cellules dans lesquelles le résultat est demandé au lieu de la fluence. Cette méthode peut être utile dans les cas de formes complexes où le calcul du volume de la cellule par le code échoue et où le calcul manuel s'avère difficile. Cette méthode consiste à :

1. Mettre toutes les importances (carte "IMP") des cellules définies non nulles à 1.
2. Enlever tous les matériaux du fichier d'entrée (utilisation de la carte "VOID").
3. Définir une source sphérique de rayon  $r$  entourant toute la géométrie avec un poids (carte "WGT") égal à sa section ( $\pi r^2$ ) et un sens d'irradiation (carte "DIR") vers l'intérieur ("DIR=-1").

Le résultat du tally F4 donne alors directement le volume en  $cm^3$  de la cellule pour laquelle il a été spécifié.

### Les différents formats de sorties

Les sorties d'un programme peuvent être sous trois formes :

1. Les différents tallies sont définies de façon classique, les uns à la suite des autres. Chaque sortie est spécifiée pour une cellule ou un ensemble de cellules données. Il en est de même lorsque le tally se réfère à une surface. Les différents résultats sont alors dans le fichier de sortie généré par le code et peuvent, si l'utilisateur le spécifie à l'aide de la carte "PRDMP", être regroupés dans un fichier ascii portant par défaut le nom "mctal".
2. Une grille virtuelle peut être superposée à la géométrie d'entrée. Le calcul est alors réalisé dans chaque maille de la grille. La grille peut être rectangulaire (RMESH), cylindrique (CMESH) ou sphérique (SMESH). La taille et la forme de la grille étant indépendantes de la géométrie, une maille peut contenir des matériaux de différentes densités.
3. La géométrie d'entrée peut être spécifiée à l'aide d'une succession de cubes, appelées voxels. Pour chacun des voxels, le matériau et la densité sont définis. Afin de faciliter la programmation, les voxels de caractéristiques identiques peuvent être regroupés (on parle alors d'"univers") et répétés à volonté. Ce format de programmation est connu sous le nom de "lattice" ou "structure répétée". Dans ce cas, les sorties peuvent être écrites pour une partie ou pour l'ensemble des voxels, ou pour un univers.

Pour notre étude, les résultats des tallies ont été regroupés dans un fichier mctal et, en plus, une grille rectangulaire a été créée afin d'étudier la distribution spatiale de l'énergie déposée et de la fluence dans les organes (§2.2).

#### 2.1.2.4 Les différentes méthodes de réduction de variance

Les simulations effectuées ont parfois nécessité l'utilisation de technique de réduction de variance afin d'obtenir un résultat avec une erreur statistique acceptable ( $<5\%$ ) et un temps de calcul raisonnable. Les deux techniques suivantes ont été utilisées :

1. La technique de splitting avec la roulette russe qui, comme décrit au paragraphe 2.1.1.2, consiste à augmenter l'importance  $I$  dans les cellules d'intérêt (carte "IMP"). Ainsi, lorsqu'une particule de poids  $W$  traverse une cellule d'importance  $I$  pour atteindre une autre cellule d'importance plus élevée  $I'$ , la particule est divisée en un nombre  $n=I'/I$  de particules identiques de poids plus faible, égal à  $W/n$ . Ainsi, les valeurs de sortie ne sont pas affectées par les changements effectués sur la carte "IMP" et l'erreur statistique est diminuée.

2. La technique de stratification qui consiste à ne prendre en compte que les directions pour lesquelles les particules atteignent le fantôme. Pour ce faire, à partir de la carte "SB", un cône de section égale à la hauteur du fantôme est programmé. Seules les particules à l'intérieur du cône sont transportées et ainsi, le nombre de photons atteignant le fantôme est augmenté.

### 2.1.3 La construction du modèle anthropomorphe

L'étude de la distribution de la dose dans les organes du corps humain nécessite de modéliser, dans le fichier d'entrée du code MCNPX, la géométrie et la composition des organes et tissus du corps. A l'heure actuelle, il existe une grande diversité dans les modèles de corps humain (fantôme), que ce soit dans les modèles dits "mathématiques" car définis à partir d'équations mathématiques, ou dans les modèles voxélisés définis à partir de petits éléments de volume. Ces modèles discrétisés, de formes beaucoup plus réalistes que les modèles mathématiques, sont obtenus à partir d'imagerie de tomodensitométrie (scanner) ou d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Ces images numériques étant acquises avec un pas d'échantillonnage, le modèle en trois dimensions est constitué d'un très grand nombre de volumes de très petites tailles, appelés voxels. L'étape suivante, appelée la segmentation, consiste alors à regrouper les voxels entre eux suivant des critères pré-définis (regroupement des voxels dont la composition est identique par exemple).

Les valeurs de dose efficace, fournies dans le rapport 57 de la CIUR et établies comme valeur de référence, sont calculées à partir de fantômes mathématiques. Ainsi, de manière à pouvoir évaluer les valeurs de E calculées à partir de la méthode développée, le même type de fantôme doit être modélisé. De plus, la géométrie des fantômes mathématiques est définie par rapport aux caractéristiques de l'Homme dit de "Référence" regroupant un ensemble de données établi selon des études menées sur différents individus (§2.1.3.1). Ces fantômes, bien que correspondant de manière moins précise à un individu en particulier que les fantômes voxélisés, sont donc plus adaptés à notre étude puisqu'ils représentent en moyenne l'ensemble des individus.

#### 2.1.3.1 L'Homme de Référence

Durant les années après-guerre lorsque la CIPR a commencé à formuler les premières recommandations officielles sur de nouveaux matériaux radioactifs, le Comité sur les Expositions Internes a reconnu le besoin de disposer de paramètres biologiques afin de pouvoir calculer les niveaux de dose acceptables pour les travailleurs manipulant des produits radioactifs. A la conférence de Chalk River sur les Doses Acceptables le 29-30 Septembre 1949, les premières données sur "l'Homme Standard" ont été présentées et formalisées. Ces données étaient basées sur les études réalisées par Lisco [59] et Cook [60] ainsi que sur les données de Hawk [61]. Certaines de ces données ont été plus tard

modifiées et complétées. En 1963, la CIPR a mis en place un groupe de travail afin de réviser et de compléter le concept de l'homme standard. Selon la suggestion de la Commission, le nom d'Homme Standard a été remplacé par "Homme de Référence". Le groupe de travail avait également pour but d'étendre le concept afin de donner des indications sur l'importance des variations individuelles parmi la population et d'inclure la dépendance en fonction de l'âge, du sexe et de quelques autres facteurs dont les effets devaient être considérés pour estimer la dose reçue par chaque individu d'une population.

L'ensemble de ces travaux ont été regroupés dans le rapport 23 de la CIPR [62]. L'homme adulte de référence a été défini comme un homme de taille égale à 170 cm et de poids égal à 70 kg. La femme adulte de référence, elle, a été définie comme une femme de taille égale à 160 cm et de poids égal à 58 kg. Des mises à jour ont été plus tard apportées à ce rapport [63], entraînant une augmentation de la taille et du poids de l'homme et de la femme de référence (176 cm et 73 kg pour l'homme de référence, et 163 cm et 60 kg pour la femme de référence). A partir de ces données, de multiples fantômes mathématiques ont été réalisées. A l'heure actuelle, le modèle développé par le comité du MIRD (Medical Internal Radiation Dose) est un des fantômes mathématiques les plus répandus et dont les données sont les plus accessibles, ce qui a motivé notre choix de modéliser ce type de fantôme pour notre étude.

### **2.1.3.2 Le modèle de Cristy et Eckerman basé sur le modèle du MIRD**

En 1969, W. S. Snyder a développé un modèle mathématique en trois dimensions, basé sur les données anatomiques de "l'Homme Standard" et destiné à la dosimétrie interne [64]. Ce modèle a été ensuite modifié et amélioré [65] lors de la parution de la publication numéro 23 de la CIPR. Cristy et Eckerman ont repris pour le laboratoire national de Oak Ridge (ORNL : laboratoire responsable notamment auprès des agences fédérales des Etats-Unis de la formulation, la mise en oeuvre et la maintenance des méthodologies dosimétriques de la radioprotection des travailleurs et de l'environnement) les travaux sur le modèle de Snyder afin de mettre au point des fantômes d'âges différents [66]. Durant leur étude, ils ont apporté également quelques modifications aux fantômes adultes :

- Les compositions chimiques et les densités des poumons, du squelette et des tissus mous ont été légèrement modifiées à cause de la révision de la CIPR du phosphore contenu dans le corps et de l'ajout d'éléments mineurs tels que le fluor et le silicium [67].
- Le modèle du coeur a été remplacé par le modèle amélioré de Coffey [68]. Les poumons ont également été modifiés pour permettre l'insertion du nouveau modèle de coeur.
- La tête a été reconçue pour incorporer les idées de Hwang, Shoup et Poston [69], incluant un

changement dans la position de la thyroïde.

- Le côlon descendant a été modifié afin d'éliminer un léger recouvrement avec le pelvis et de rendre l'épaisseur de la paroi uniforme.

Les spécifications du fantôme ont été décrites dans l'annexe A du rapport TM-8381/V1 de l'ORNL [66].

De manière générale, le fantôme est constitué de deux cônes circulaires tronqués représentant les jambes, d'un cylindre elliptique simulant le tronc, d'un cylindre représentant le cou, d'un cylindre elliptique associé à une demi-ellipsoïde représentant la tête. Les mains et les pieds ne sont pas modélisés. Les bras, eux, sont inclus dans le cylindre elliptique simulant le tronc humain. La figure 2.1 représente les dimensions géométriques du fantôme ainsi que le repère cartésien  $(O, x, y, z)$  dont l'origine  $O$  est située au centre de la base du tronc.

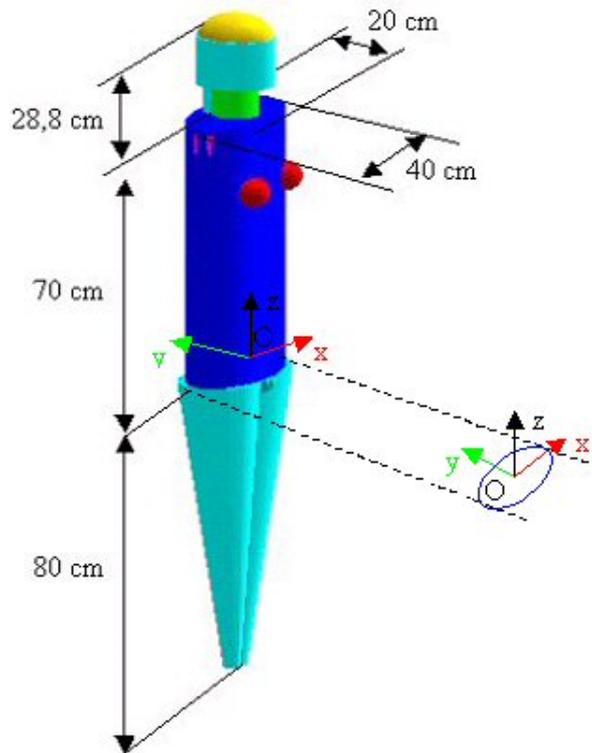


FIG. 2.1 – Dimensions extérieures du fantôme et positionnement du repère.

Trois types de matériaux sont définis pour représenter l'ensemble des organes et des tissus du fantôme : le tissu mou, le matériau squelette et le matériau poumon. La composition et la masse volumique de ces matériaux sont définies dans le rapport 44 de la CIUR [70] et sont présentées dans le tableau 2.2.

TAB. 2.2 – Composition et masse volumique des tissus [70].

Elément	Pourcentage massique (%)		
	Tissu mou	Squelette	Poumon
H	10,454	7,337	10,134
C	22,663	25,475	10,238
N	2,490	3,057	2,866
O	63,525	47,893	75,752
F	0	0,025	0
Na	0,112	0,326	0,184
Mg	0,013	0,112	0,007
Si	0,030	0,002	0,006
P	0,134	5,095	0,080
S	0,204	0,173	0,225
Cl	0,133	0,143	0,266
K	0,208	0,153	0,194
Ca	0,024	10,190	0,009
Fe	0,005	0,008	0,037
Zn	0,003	0,005	0,001
Rb	0,001	0,002	0,001
Sr	0	0,003	0
Zr	0,001	0	0
Pb	0	0,001	0
Masse volumique (g\cm <sup>3</sup> )	1,040	1,400	0,296

### 2.1.3.3 La programmation du fantôme

Pour ce travail de thèse, la géométrie du fantôme a été écrite en fonction du langage du code MCNPX 2.5 et des spécifications de Cristy et Eckerman. Les différents volumes ont été décrits soit à l'aide de surfaces et de plans, soit directement à l'aide de volumes prédéfinis appelés des macrobodies. Les macrobodies présentent l'avantage de simplifier l'écriture du fichier d'entrée ainsi que sa relecture. Ils ont donc été utilisés autant que possible. Ainsi, les jambes, le tronc et la tête ainsi que tous les organes nécessaires au calcul de la dose efficace ont été spécifiés et chaque volume (donc chaque organe et tissu) a été défini par une cellule. Au niveau de la définition de ces cellules, l'opérateur complément "#" qui permet également de faciliter l'écriture du fichier d'entrée puisqu'il permet d'exclure directement le volume d'une cellule sans avoir à reprendre chacune de ses surfaces, n'a pas été utilisé. En effet, l'utilisation de cet opérateur entraîne une augmentation du temps de

calcul d'un facteur 3 environ par rapport à un calcul effectué avec le même fichier d'entrée mais dans lequel les cellules sont définies sans l'opérateur "#".

Chacune des équations décrites par Cristy et Eckerman a été réécrite dans un rapport interne IRSN [71] de façon à ce qu'elles soient directement programmables par une surface, un plan ou un macrobody proposé par le code. Seule la thyroïde n'a pas été écrite selon les spécifications car la description du volume proposé s'avérait trop complexe à la programmation. Un autre modèle a donc été retenu. Ce modèle, basé sur les travaux de Clairand [72] représente la thyroïde comme l'union de deux moitiés de sphère chacune surmontée par un cône tronqué. Les deux éléments sont reliés l'un à l'autre par un cylindre (figure 2.2).

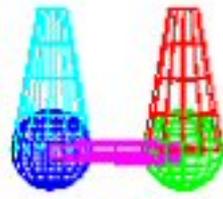


FIG. 2.2 – Thyroïde modélisée.

Le fichier d'entrée simulant le fantôme anthropomorphe est présenté en annexe B.

## 2.2 La Méthode

### 2.2.1 Détermination du nombre et de la position des détecteurs

#### 2.2.1.1 Pour les organes du fantôme

Cette étude a eu pour but de positionner un détecteur par organe de manière à ce que la dose absorbée au point de détection déterminé soit la plus représentative possible de la dose absorbée à l'organe. Elle a été menée pour des configurations standard d'irradiation, c'est-à-dire des champs incidents monoénergétiques, unidirectionnels, parallèles et irradiant complètement le fantôme. Les 4 configurations étudiées ont été la géométrie d'irradiation antéro-postérieure (AP), postéro-antérieure (PA), latéral droit (RLAT) et latéral gauche (LLAT) (figure 2.3).

Les résultats obtenus ont par la suite été confrontés à des champs plus représentatifs de champs rencontrés à des postes de travail. L'étude de la distribution spatiale dans un volume défini a été effectuée en divisant ce volume en une succession de volumes égaux et en calculant dans chacun de ces volumes les grandeurs d'intérêt. Le code MCNPX 2.5 propose deux outils numériques pour étudier la distribution spatiale : les "meshes" et les "lattices" définis précédemment en 2.1.2.3.

La "méthode des lattices" implique de définir tous les volumes d'intérêt divisant le volume étudié dans le fichier d'entrée. La "méthode des meshes", elle, consiste à superposer indépendamment de

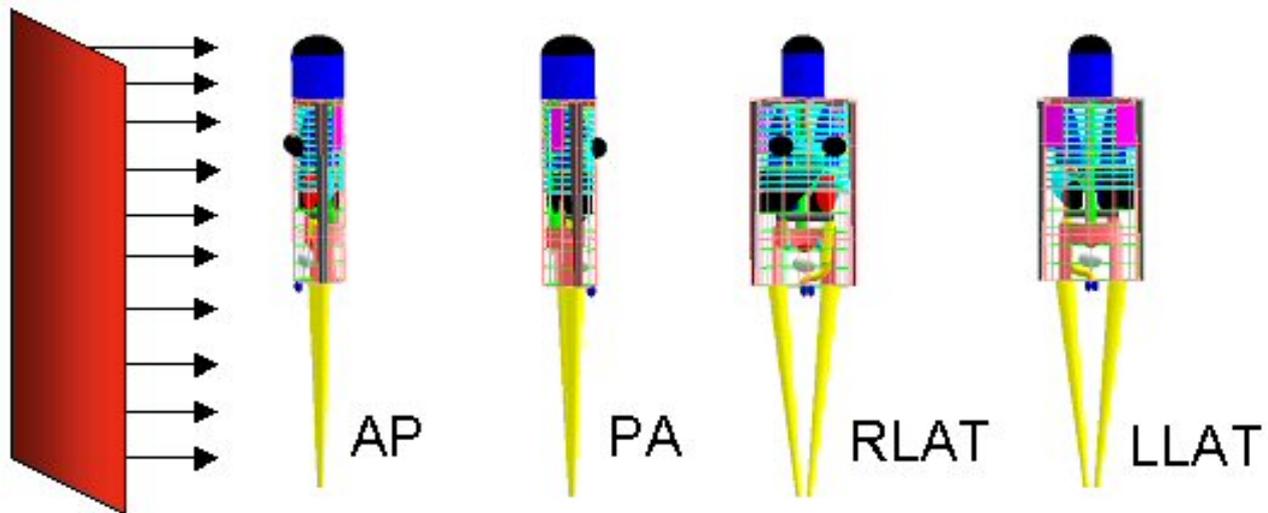


FIG. 2.3 – Configurations standard d'irradiation : antéro-postérieure (AP), postéro-antérieure (PA), latéral droit (RLAT), latéral gauche (LLAT).

la géométrie d'entrée une grille virtuelle. La programmation est donc beaucoup plus complexe avec les "lattices" puisque la structure répétée n'existe pas naturellement dans le fichier d'entrée. Contrairement aux "lattices", les "meshes" sont faciles à créer et des options, comme des découpes en intervalle d'énergie (bin d'énergie), peuvent être ajoutées. De plus, le fichier résultat des "meshes" est écrit dans un fichier binaire indépendant pouvant être converti par le programme "gridconv" de MCNPX en fichier ascii de format exploitable par différents logiciels graphiques (Tecplot, Paw, IDL), ce qui permet d'obtenir un format de sortie facilement exploitable.

Initialement, la "méthode des meshes" a donc semblé la plus adéquate pour notre étude. Cependant, il est apparu nécessaire de comparer en terme de temps de calcul les deux méthodes afin de voir si l'une d'entre elles n'offrait pas un gain de temps significatif. La programmation des "lattices" étant complexes, cette étude a été réalisée pour une géométrie d'entrée très simple. Une plaque de matériau équivalent tissu a été irradiée dans l'air par un faisceau de photons parallèle et étendu dont la direction était perpendiculaire à la surface d'entrée de la plaque. Toutes les simulations ont été réalisées avec un champ de photons monoénergétiques de 1 MeV. L'intérieur de la plaque a été divisé en une succession de cubes soit à partir de la "méthode des meshes" soit à partir de la "méthode des lattices" et la dose absorbée a été calculée pour chaque cube située à 1 cm de profondeur par rapport au faisceau incident. Afin d'augmenter le nombre de cubes (ou nombre de cellules) sans modifier leur volume, les dimensions de la plaque ont été successivement agrandies. La figure 2.4 présente le rapport du temps de calcul en minutes (tcm) en utilisant les "meshes" sur le temps de calcul en utilisant les "lattices", en fonction du nombre de cellules.

Plus le nombre de volumes élémentaires est important, plus la "méthode des meshes" nécessite

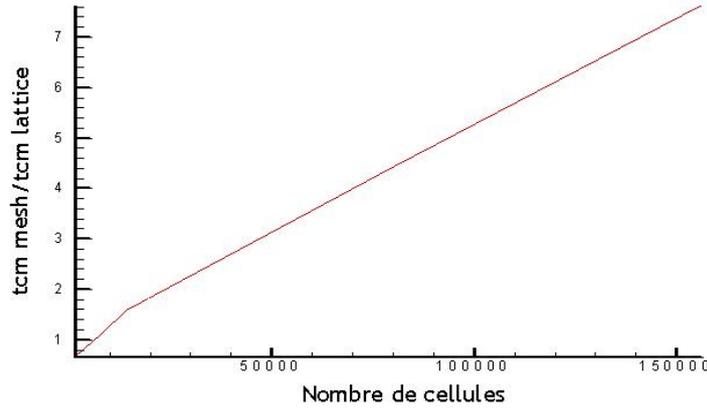


FIG. 2.4 – Rapport du tcm des deux méthodes en fonction du nombre de cellules.

un temps de calcul important par rapport à la "méthode des lattices".

Pour le fantôme mathématique, le maillage constitué d'une succession de cubes doit recouvrir entièrement le fantôme. Ainsi pour un champ d'irradiation défini, la distribution spatiale de l'énergie déposée est obtenue sur tout le volume et donc pour tous les organes du fantôme. Le volume de chacun des cubes de la maille a été choisi de manière à :

1. avoir une bonne représentativité de la distribution spatiale de l'énergie déposée dans chaque organe sachant que pour les organes de faible volume l'étude de la distribution spatiale de l'énergie déposée n'est pas nécessaire, le centre de l'organe étant alors supposé être la position la plus représentative de l'énergie déposée ;
2. un volume similaire au volume d'un détecteur qui pourra être inséré dans l'organe (il peut être supposé que le volume d'un détecteur à implanter dans le fantôme variera environ de  $1 \text{ cm}^3$  à  $10 \text{ cm}^3$ ),
3. un temps de calcul raisonnable (inférieur à 2 jours) dans l'ensemble de la gamme d'énergie étudiée (de la dizaine de keV au MeV).

Ainsi, le volume de chacun des cubes du maillage a été pris égal à  $8 \text{ cm}^3$ . Le fantôme anthropomorphe est donc "divisé" en 25 000 cubes. En considérant ce maillage, il est apparu que la "méthode des lattices" réduisait d'un facteur 1,8 le temps de calcul comparé à la "méthode des meshes". Cependant, ce gain n'a pas été considéré suffisant en regard de la facilité d'utilisation de la "méthode des meshes". L'outil "mesh" a donc été retenu pour l'étude.

Pour chacun des cubes, l'énergie moyenne déposée dans le cube a été calculée. Le fichier de sortie, après avoir été converti en fichier ascii par le programme de MCNPX "gridconv", contient donc les coordonnées cartésiennes (x, y, z) du centre de chacun des cubes de la maille, l'énergie moyenne

déposée ou la fluence moyenne dans chacun des cubes et l'erreur statistique associée. Le fichier de sortie est donc constitué au minimum de 25 000 lignes. Le maillage recouvrant tout le fantôme, il est difficile sans un outil informatique d'analyse du fichier de sortie de déterminer la distribution spatiale pour un organe particulier. Ainsi, un programme d'exploitation a été écrit en langage C afin de sélectionner automatiquement les mailles (coordonnées  $x$ ,  $y$  et  $z$ ) correspondant à un organe particulier défini par l'utilisateur (foie, estomac, vessie, ...) ainsi que les énergies déposées avec les erreurs statistiques associées. Pour ce faire, toutes les inéquations des organes ont été rentrées dans le programme d'analyse. Ainsi, l'utilisateur choisit l'organe qu'il veut étudier et à partir des équations de l'organe, le programme ne sélectionne que les points du maillage qui répondent à l'ensemble des inéquations définissant l'organe choisi (figure 2.5).

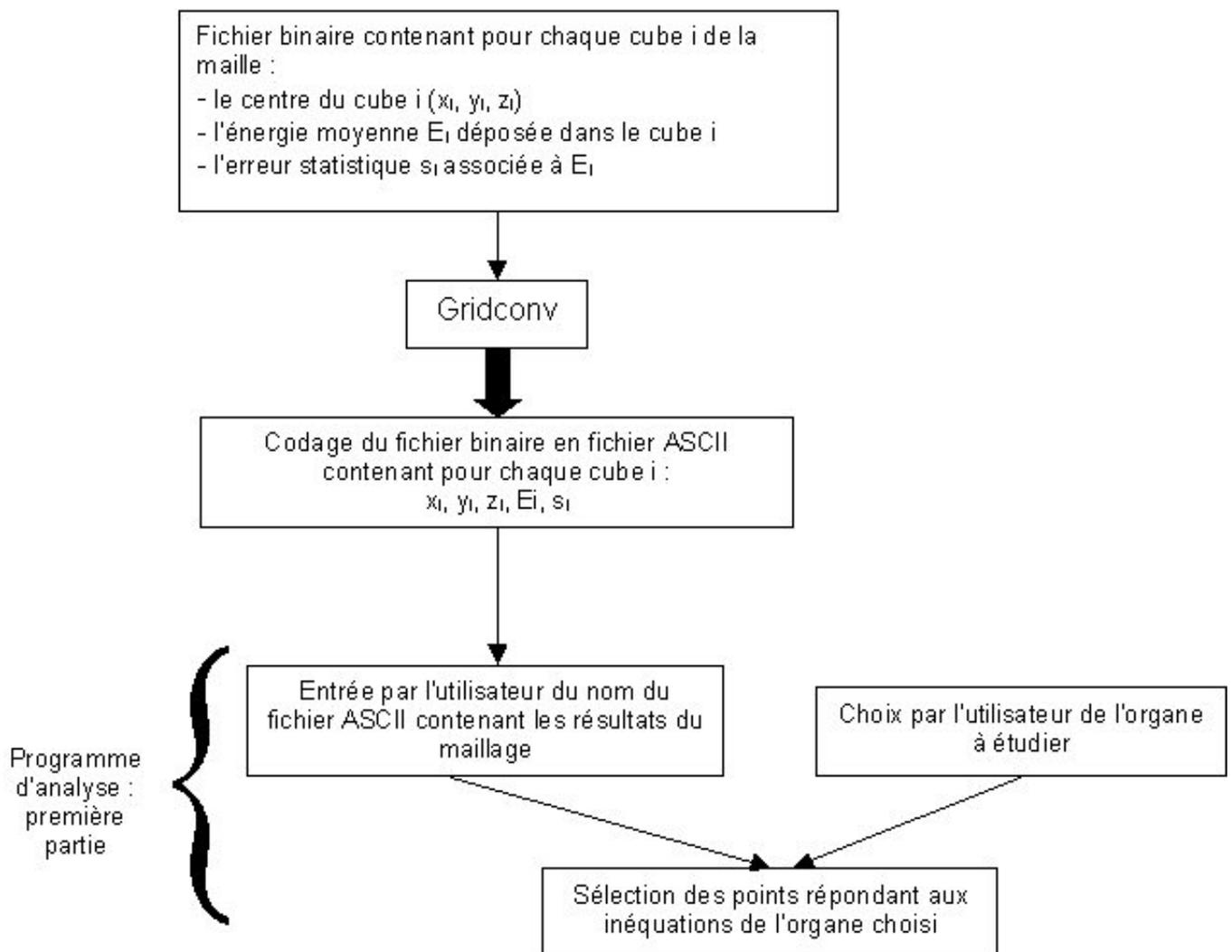


FIG. 2.5 – Organigramme de la première partie de la méthode d'analyse.

Un autre objectif de l'analyse a été la sélection d'au moins une position évaluant au mieux l'énergie moyenne déposée dans l'organe quelque soit l'énergie incidente et quelque soit la configuration d'irradiation. Pour ce faire, chaque valeur d'énergie déposée dans un cube du maillage a été comparée à l'énergie déposée dans l'organe. Le programme regroupe alors dans un fichier de sortie les positions pour lesquelles la moyenne des énergies  $\bar{E}$  déposées dans les cubes de l'organe est évaluée avec un écart relatif maximal de plus ou moins 30% par l'énergie  $E_i$  déposée dans un cube  $i$  de l'organe sélectionné (figure 2.6).

La gamme d'énergie de notre étude allant du dizaine de keV au MeV, l'écart relatif maximal entre  $\bar{E}$  et  $E_i$  a été choisi assez grand (30 %) de manière à pouvoir espérer trouver une position de détection unique par organe sur l'ensemble de la gamme en énergie et de la gamme angulaire. Si des positions évaluent avec un écart relatif moindre l'énergie moyenne déposée dans l'organe, elles ont bien sûr été préférentiellement retenues. La dose efficace étant une somme pondérée des doses absorbées moyennées aux organes, les écarts relatifs mesurés au niveau des doses absorbées ( $\pm 30$  % au maximum) peuvent se compenser permettant d'espérer un écart relatif sur l'évaluation de la dose efficace sensiblement plus faible.

### 2.2.1.2 Cas particulier du squelette

L'étude décrite précédemment n'a pu être menée pour déterminer la distribution spatiale de l'énergie déposée dans le squelette. En effet, la plupart des os du squelette ont une épaisseur inférieure à 2 cm (par exemple, le pelvis a une épaisseur de 0,8 cm) donc un cube de la maille (de  $8 \text{ cm}^3$  de volume) recouvrant un os contient à la fois du tissu et de l'os. Or l'énergie déposée dans un cube est moyennée sur le volume du cube indépendamment des densités des différents matériaux qui le composent (l'unité de l'énergie déposée pour le maillage est le  $\text{MeV}/\text{cm}^3$ ). Donc, pour le pelvis par exemple, chaque cube contenant du tissu et de l'os, il n'est pas possible d'évaluer la distribution spatiale de l'énergie déposée spécifiquement dans l'os.

Par ailleurs, du fait de la forme particulière du crâne et du pelvis ainsi que de l'étendue dans le corps humain des os des jambes, des os des bras, des côtes et de la colonne vertébrale, une seule position de détection dans les différents os du squelette n'est pas raisonnablement envisageable. C'est pourquoi les positions de détection au niveau des os du squelette ont été choisies de manière plus intuitive en essayant de les répartir au mieux, de façon à ce que la moyenne des doses absorbées mesurées dans les différentes positions choisies donnent la meilleure estimation possible de la dose moyenne absorbée au squelette.

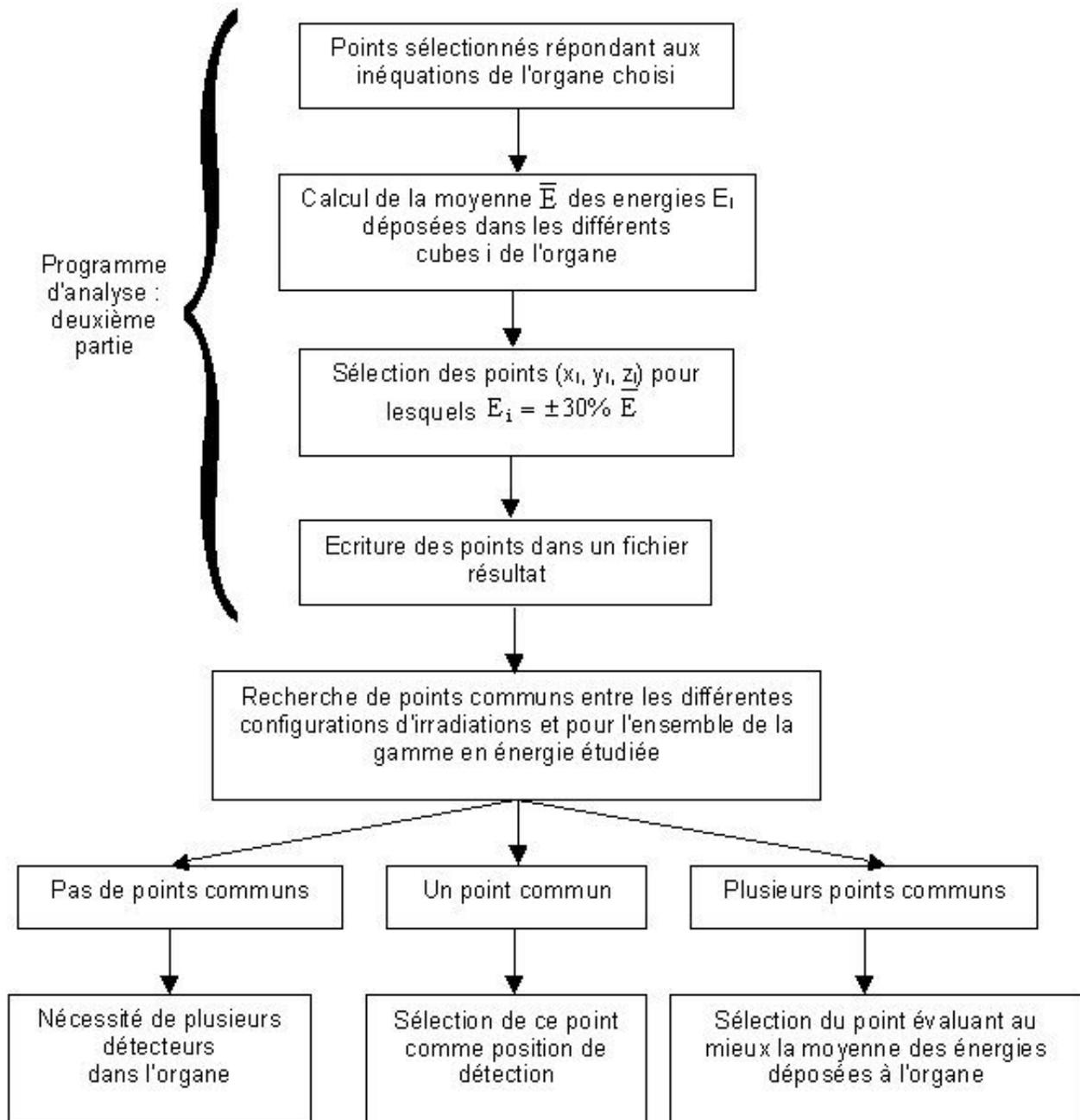


FIG. 2.6 – Organigramme de la deuxième partie de la méthode d'analyse.

## 2.2.2 Calcul de la dose efficace E

### 2.2.2.1 Calcul de la valeur de E de référence

D'après l'équation 1.8, la dose efficace est la somme des doses absorbées aux organes pondérées par deux facteurs  $w_T$  et  $w_R$ . Comme dit précédemment, pour les champs incidents de photons,  $w_R$  est égal à 1. La dose efficace est alors égale à la dose absorbée aux organes multipliée par le facteur de pondération  $w_T$  correspondant. Le fantôme mathématique simulé contient tous les organes et tissus spécifiés par  $w_T$  (tableau 1.2) excepté la surface des os, la moelle rouge et le muscle. Certains organes ajoutés pour le calcul de E dans les nouvelles recommandations de la CIPR, n'ont pas été également modélisés. Il s'agit : des glandes salivaires et au niveau du "Reste" : de la prostate, des bronches extrathoraciques, des noeuds lymphatiques et du tissu adipeux et conjonctif. Des approximations ont alors été effectuées :

1. l'os étant considéré comme un ensemble de milieu homogène constitué d'os dur, de moelle osseuse et de tissus, la "surface de l'os" n'a pas été modélisée comme une cellule spécifique. Communément, l'ensemble de l'os a été pris pour représenter la dose à la surface [73].
2. comme mentionné ci-dessus, tous les composants du squelette sont distribués de façon homogène dans l'os. La moelle n'est donc pas explicitement représentée. Pour évaluer la dose à la moelle rouge (moelle osseuse produisant les globules rouges), la dose moyenne au squelette a été multipliée par deux facteurs de correction : le rapport entre le coefficient d'absorption massique de la moelle rouge et le coefficient d'absorption massique du milieu homogène constituant le squelette, et le rapport entre la masse de moelle rouge et la masse du milieu homogène. Un troisième facteur de correction a été appliqué afin de tenir compte de l'augmentation de l'énergie déposée dans la moelle à basse énergie du fait de l'accroissement de la section efficace de l'effet photoélectrique se produisant dans l'os entourant la moelle au-dessous de 140 keV [74].
3. le muscle n'a pas été explicitement représenté non plus. En fait, toute la partie du corps ne représentant ni un organe ni un os du squelette a été assimilée à du muscle.
4. les parois des organes (pour le coeur ou le petit intestin par exemple) n'ont pas été définies. La dose absorbée est calculée dans l'organe sans la paroi.
5. les glandes salivaires n'ont pas été modélisées et de ce fait, la dose absorbée pour cet organe n'a pas été calculée. Ceci a peu d'incidence sur les valeurs de la dose efficace puisque le facteur de pondération  $w_T$  associé aux glandes salivaires d'après les nouvelles recommandations est très faible (0,01).
6. la prostate, les bronches extrathoraciques (trachée), les noeuds lymphatiques, le tissu adipeux et conjonctif n'ont pas été modélisés dans le fantôme. La dose absorbée dans ces organes n'a

donc pas été évaluée pour déterminer la dose absorbée au "Reste" dans les nouvelles recommandations de la CIPR. Dans le cas du calcul de la dose au "Reste" par une moyenne arithmétique (voir ci-dessous), chaque dose absorbée par un organe du "Reste" est multipliée par une valeur du facteur de pondération égale à  $0,1/14$  (14 organes composent au total la dose absorbée au "Reste"). Or, dans notre cas, chaque dose absorbée au "Reste" est multipliée par une valeur de  $w_T$  égale à  $0,1/9$  puisque 9 organes, dans le fantôme modélisé, composent le "Reste". La sous-estimation effectuée est donc compensée approximativement par l'augmentation de  $w_T$  accordée aux 9 autres organes.

Les doses aux organes pour un tissu constitué de deux ou plusieurs régions, tels que les poumons et les seins, ont été calculées en effectuant la moyenne de la dose absorbée dans chaque région multipliée par la masse de la région correspondante. La dose est alors donnée par l'équation :

$$D_T = \frac{m_1 \times D_1 + m_2 \times D_2 + \dots}{m_1 + m_2 + \dots} \quad (2.8)$$

où  $m_1, m_2, \dots$  sont les masses de chaque région du tissu et  $D_1, D_2, \dots$  sont les doses aux organes de chaque région.

Pour calculer la dose absorbée aux gonades  $D_{gonades}$ , la moyenne arithmétique des doses absorbées aux testicules  $D_{tes}$  et aux ovaires  $D_{ova}$  a été effectuée selon l'équation :

$$D_{gonades} = \frac{D_{tes} + D_{ova}}{2} \quad (2.9)$$

Le côlon, lui, est spécifié deux fois au niveau des valeurs du facteur de pondération tissu dans la publication 60 de la CIPR : une première fois en tant qu'organe propre avec un facteur de pondération de  $0,12$  et une autre fois au niveau du "Reste" (le gros intestin). Ainsi, afin de ne pas le répéter dans le calcul de la dose efficace, le choix a été fait de ne pas le spécifier dans le "Reste", tel qu'il est défini dans la publication 60 de la CIPR.

Pour calculer la dose absorbée au "Reste", il est possible d'effectuer une moyenne arithmétique des doses absorbées dans chacun des organes du "Reste" ou bien d'effectuer la moyenne en multipliant chacune des doses absorbées par la masse de l'organe correspondant et de diviser par la masse totale du "Reste" comme décrit par l'équation 2.8. Tant au niveau de la CIPR qu'au niveau de la réglementation française, la méthode de calcul de la dose absorbée au "Reste" n'est pas précisée. Le choix est donc laissé à l'utilisateur. En fait, les deux méthodes de calcul sont reliées à des interprétations différentes du tissu "Reste". Calculer la dose au "Reste" à partir de la moyenne arithmétique des doses absorbées dans chacun des organes signifie que le "Reste" est considéré comme une succession d'organes différents dont chacun a le même risque de développer un cancer après avoir été

irradié avec des doses équivalentes égales. Lorsque les doses équivalentes de chacun des organes sont multipliées par la masse de l'organe, le "Reste" est alors considéré comme un simple tissu possédant une sensibilité uniforme et étendue au travers du corps à différentes positions. Cette dernière interprétation m'a semblé plus éloignée de la réalité que la première, vu que le pancréas, le cerveau, le petit intestin ... sont bien des organes différents. De plus, en évaluant la dose au "Reste" comme une moyenne de dose absorbée dans un tissu étendu, l'influence éventuelle de gradients de dose et de distributions inhomogènes de la dose sont négligées [75]. Un autre inconvénient de considérer le "Reste" comme un tissu étendu est la prédominance de la dose au muscle par rapport à la dose des autres organes composant le "Reste". En effet, le muscle représentant 89% de la masse totale du "Reste", la contribution de la dose absorbée aux autres organes est quasiment négligeable. Ainsi, le choix a été fait de calculer la dose absorbée au "Reste" en effectuant la moyenne arithmétique des doses absorbées dans chacun des organes.

Un autre problème de l'évaluation de la dose au "Reste" est lié à la note 3 précisée dans la CIPR 60 au niveau du tableau des valeurs du facteur de pondération tissu. Nous la rappelons ici : *Dans les cas exceptionnels où un seul des tissus ou organes de la rubrique "Reste" reçoit une dose équivalente supérieure à la dose la plus élevée dans n'importe lequel des douze autres organes pour lesquels un facteur de pondération est précisé, un facteur de pondération de 0,025 devrait être appliqué à ce tissu ou à cet organe et un facteur pondérateur de 0,025 devrait être appliqué à la dose moyenne dans le reste des autres organes du "Reste"*. Ainsi, d'après cette note, la dose absorbée dans chacun des organes du "Reste" doit être comparée à la dose absorbée dans les douze autres organes pour lesquels un facteur de pondération tissu individuel est défini. Zankl et Drexler [75] ont étudié l'influence de cette note sur l'évaluation de la dose absorbée au "Reste" lors d'irradiations en configurations standard. Ils ont constaté que dans une gamme d'énergie incidente de 100 keV à 10 MeV, l'application de cette note provoquait une discontinuité de la dose au "Reste" lors d'une irradiation standard PA (figure 2.7).

Dans cette géométrie d'irradiation, à partir de 125 keV, les reins, pour lesquels la dose absorbée est supérieure à celle des autres organes n'appartenant pas au "Reste", ont un facteur de pondération tissu qui passe de 0,005 (0,05/10) à un facteur de 0,025. Leur facteur de pondération est donc multiplié par 5. Les autres organes du "Reste" ont, eux, un facteur de pondération divisé par 2 passant de 0,005 à environ 0,0025 (0,025/9). De tels changements dans la probabilité d'apparition d'effets stochastiques au niveau des organes du "Reste", simplement du fait que la dose équivalente à un organe du "Reste" est supérieure à la dose équivalente des autres organes, est difficilement explicable. De plus, lors de leur étude, Zankl et Drexler ont constaté que l'application de cette note entraînait une perte de l'additivité de la dose absorbée. En PA, pour une irradiation

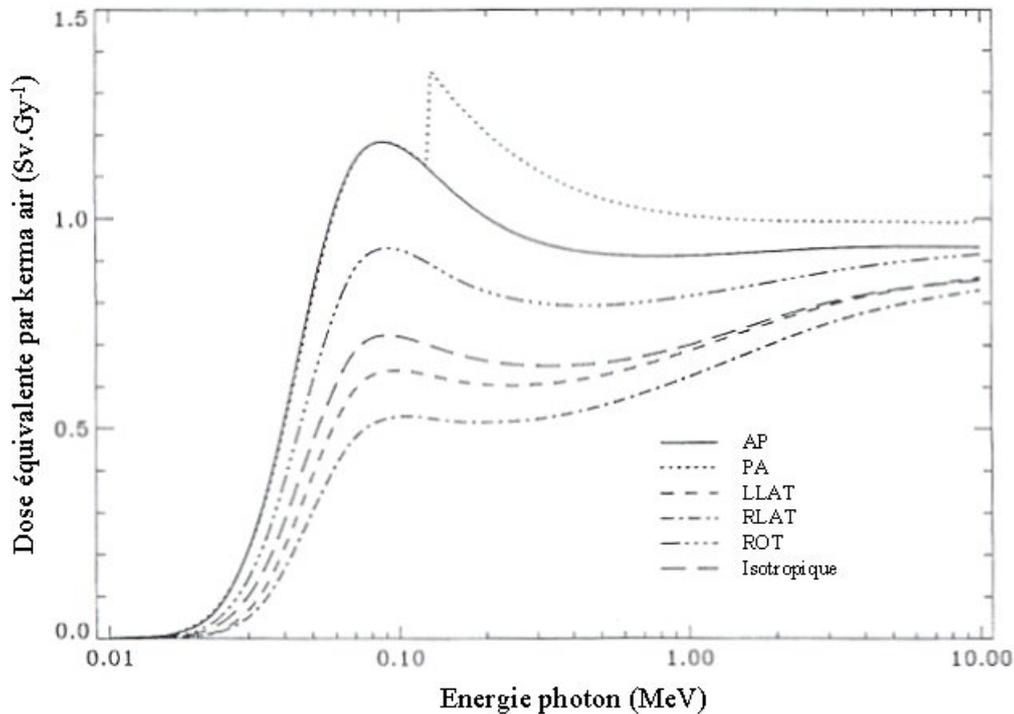


FIG. 2.7 – Dose équivalente au "Reste" normalisée par le kerma de l'air dans l'air et calculée avec la moyenne arithmétique. Figure extraite de l'article de Zankl [75].

de photons de 200 keV, la note doit être appliquée sur la dose absorbée au "Reste" alors qu'en AP, la dose absorbée au "Reste" est évaluée avec un facteur équivalent pour chacun des organes. Si le fantôme est irradié par deux champs d'irradiation standard en AP et en PA, toujours de 200 keV, la dose absorbée au "Reste" est évaluée tout comme en AP, avec un facteur équivalent. Par contre, la dose au "Reste" correspondante n'est plus égale à la dose au "Reste" calculée en AP plus la dose au "Reste" calculée en PA. Dans ce cas aussi, la perte d'additivité de la dose absorbée semble peu logique. Ainsi, à partir de ces raisonnements et du fait que le facteur de pondération au "Reste" est quasi-négligeable rendant faible l'influence de cette note sur la valeur de la dose efficace, la note 3 a donc été ignorée lors de notre calcul. De nombreux auteurs ont fait le même choix [73, 76, 77]. De plus, il est intéressant de souligner que dans le cas où, non pas un, mais deux organes du "Reste" ont une dose absorbée supérieure à celle des autres organes, la note spécifiée ne dit pas clairement quelle est la valeur des facteurs de pondération tissu à appliquer.

Les différentes doses aux organes et aux tissus ont été calculées à partir du tally F6 en mode P. L'influence de l'approximation kerma sur les doses absorbées aux organes et sur l'évaluation de E est discutée au paragraphe 2.3.1.2. Un programme, écrit en langage C, a permis d'appliquer le facteur de pondération tissu  $w_T$  à chaque tissu et organe. Il a également permis de calculer la dose déposée à la moelle rouge à partir des doses moyennes absorbées aux différents os du squelette. Ainsi, pour une configuration d'irradiation donnée et une distribution d'énergie propre, une valeur de dose

efficace a été obtenue. Cette valeur est définie comme la valeur de référence pour la configuration d'irradiation et la distribution en énergie donnée puisqu'elle a été directement calculée à partir des doses absorbées moyennées aux organes ou aux tissus.

### 2.2.2.2 Calcul de E à partir des positions de détection déterminées

Les positions de détection ayant été déterminées dans chaque organe et tissu du fantôme, des sphères centrées sur ces positions de détections ont été ajoutées à la modélisation du fantôme afin d'estimer la dose efficace qui serait évaluée à partir de la mesure de l'énergie déposée en ces positions.

Le rayon des sphères de 0,5 cm a été choisi de manière à obtenir une estimation ponctuelle de l'énergie déposée avec un temps de calcul convenable (inférieur à 2 jours) pour une incertitude statistique acceptable (inférieure à 5%). Du fait de la dimension des sphères, il a de nouveau été nécessaire de déterminer la validité de l'approximation de kerma. Les résultats de cette étude, présentée au paragraphe 2.3.2.2., ont permis de définir le type de tally et le mode de transport à programmer (tally F6 en mode P ou tally \*F8 en mode PE) en fonction de l'énergie du champ incident.

Lorsqu'un organe contient plusieurs sphères de détection, la dose absorbée à l'organe a été calculée en effectuant le rapport de la somme des énergies déposées dans les sphères sur la masse totale des sphères. Puis, à l'aide du programme décrit précédemment, la dose efficace a été calculée. Cette dose efficace, déterminée à partir des positions de détection, a été comparée à la dose efficace déterminée à partir des doses absorbées moyennées aux organes.

### 2.2.3 Calcul de l'équivalent de dose individuel $H_p$

Dans le rapport 57 de la CIUR, les valeurs de l'équivalent de dose individuel ont été calculées afin de les comparer aux valeurs de dose efficace dans les configurations standard d'irradiation photon, puisque la grandeur opérationnelle a été introduite pour être un estimateur de la dose efficace. Dans ce type d'exposition aux photons, il a alors été montré que  $H_p$  estimait ou surestimait convenablement la dose efficace de 10 keV à 10 MeV dans toutes les configurations standard d'irradiation excepté en PA pour des énergies inférieures à 40 keV (§1.3.1.1). Toutefois, les champs d'irradiation rencontrés aux postes de travail ne sont pas des champs unidirectionnels, et ils irradient rarement le travailleur de manière uniforme. Il est également intéressant d'estimer l'évaluation de E par la grandeur opérationnelle pour des champs non parallèles, irradiant de façon inhomogène le fantôme (c'est-à-dire où la fluence du champ incident n'est pas constante sur toute la surface d'entrée du

fantôme) et de comparer cette estimation avec celle qui pourrait être obtenue par le futur fantôme instrumenté.

D'après sa définition (§1.2.3.3), l'équivalent de dose individuel est défini à 1 cm de profondeur dans un fantôme censé être représentatif du tronc humain constitué de plaques équivalent tissu de 30 cm x 30 cm x 15 cm. Une modélisation de ces plaques a été réalisée et a été complétée par une cellule cylindrique d'axe longitudinal  $z$ , de 2,5 cm de rayon et de 0,11 cm de hauteur (en  $z$ ), centrée à 1 cm de profondeur (figure 2.8). Les dimensions de cette cellule ont été choisies de manière à avoir à la fois une erreur statistique inférieure à 5 % en un temps relativement court (inférieur à une heure) et aussi une estimation quasi-ponctuelle par rapport à la profondeur de la dose absorbée. La dose calculée dans la cellule donne alors une valeur de l'équivalent de dose individuel pour une configuration et une énergie données (le facteur de qualité  $Q$  est supposé être toujours égal à 1 pour les champs de photons).

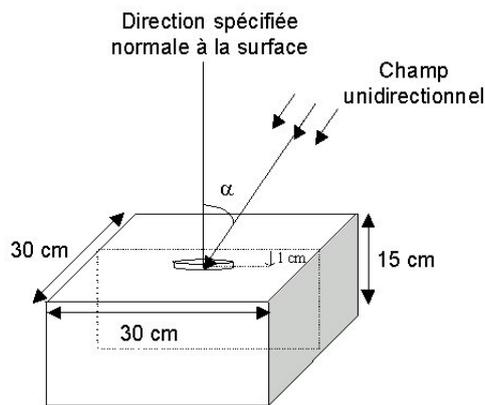


FIG. 2.8 – Schéma de la méthode de calcul de l'équivalent de dose individuel dans un fantôme constitué de plaques équivalent tissu CIUR.

## 2.3 Résultats

Dans un premier temps, les résultats des calculs effectués pour vérifier la validité du fantôme mathématique programmé ainsi que la validité de la méthode de simulation permettant de calculer la dose efficace et la grandeur opérationnelle sont présentés. Nous exposons ensuite les résultats de l'étude de la distribution spatiale de la dose aux organes pour des configurations standard d'irradiation qui conduisent à la détermination des positions de détection. Enfin, les résultats des calculs visant à évaluer la précision de la détermination de  $E$  à partir des positions de détection, pour des configurations d'irradiation standard et des champs d'irradiation inhomogènes, sont introduits et commentés.

## 2.3.1 Validation de la modélisation et de la méthode de simulation

### 2.3.1.1 Calcul du volume des organes du fantôme mathématique

Les volumes des organes  $V_{cal}$  du fantôme mathématique programmé ont été calculés à partir du tally F4 selon la méthode spécifiée au paragraphe 2.1.2.3. L'erreur statistique pour tous les volumes calculés était inférieure à 3 %. Les résultats ont ensuite été comparés aux volumes des organes  $V_{ref}$  définis par les concepteurs du fantôme mathématique : Cristy et Eckerman. L'erreur relative  $s$  a été calculée selon l'équation :

$$s = \frac{V_{cal} - V_{ref}}{V_{ref}} \cdot 100 \quad (2.10)$$

TAB. 2.3 – Erreur relative entre les volumes des organes modélisés (calculés par MCNPX) et les volumes définis dans les spécifications du fantôme de Cristy et Eckerman [66]

Organes	Volume calculé par MCNPX (cm <sup>3</sup> )	Volume défini par Cristy et Eckermann (cm <sup>3</sup> )	Erreur relative (%)
<b>Cerveau</b>	1372,47	1370,00	0,18
<b>Clavicules</b>	54,97	54,70	0,49
<b>Côlon sigmoïde</b>	103,15	106,00	-2,69
<b>Côlon transverse</b>	246,76	248,00	-0,50
<b>Colonne vertébrale</b>	917,29	920,00	-0,29
<b>Côtes</b>	690,43	694,00	-0,52
<b>Crâne</b>	916,37	923,00	-0,72
<b>Estomac</b>	403,78	402,00	0,44
<b>Foie</b>	1823,20	1830,00	-0,37
<b>Glandes surrénales</b>	15,43	15,70	-1,71
<b>Muscle jambes</b>	17970,90	18000,00	-0,16
<b>Muscle tête</b>	2783,44	2768,00	0,56
<b>Oesophage</b>	40,03	40,20	-0,42
<b>Omoplates</b>	203,45	202,00	0,72
<b>Os des bras</b>	948,50	956,00	-0,78
<b>Os des jambes</b>	2783,41	2800,00	-0,59
<b>Ovaires</b>	8,20	8,38	-2,15
<b>Pancréas</b>	90,88	90,70	0,20
<b>Peau</b>	2907,44	2890,00	0,60
<b>Poitrine</b>	329,08	337,00	-2,35
<b>Poumons</b>	3363,26	3380,00	-0,50
<b>Rate</b>	177,70	176,00	0,97
<b>Reins</b>	285,95	288,00	-0,71
<b>Testicules</b>	37,99	37,60	1,04
<b>Thymus</b>	19,69	20,10	-2,02
<b>Thyroïde</b>	20,11	19,90	1,04
<b>Utérus</b>	75,48	76,00	-0,69
<b>Vessie</b>	243,03	248,70	-2,28

Une fois les erreurs corrigées, les résultats finaux sont regroupés dans le tableau 2.3. Tous les volumes calculés avec le code MCNPX sont en bon accord avec les volumes définis par Cristy et Eckerman, compte tenu de l'erreur statistique.

### 2.3.1.2 Calcul des doses aux organes et de la dose efficace

#### Comparaison par rapport aux résultats du rapport 57 de la CIUR pour une configuration standard d'irradiation

Dans un premier temps, afin de valider la modélisation effectuée, nous avons comparé, pour une irradiation AP, les doses absorbées moyennées aux organes obtenues à partir de notre fantôme anthropomorphe et du code Monte Carlo MCNPX-2.5.0 avec celles obtenues à partir du code Monte Carlo développé à GSF (Centre National Allemand de l'Environnement et de la Santé) et des fantômes mathématiques Adam et Eva (développés par Kramer [25]). Ces résultats sont ceux publiés dans le rapport 57 de la CIUR et calculés par Zankl [73]. Bien que ces fantômes présentent des différences, ils ont tous été écrits à partir du même modèle de fantôme mathématique, le modèle développé par Cristy et Eckerman [66]. Les principales caractéristiques de ces trois fantômes sont regroupées dans le tableau 2.4. De plus, les résultats publiés par Zankl ont été validés par le rapport 57 de la CIUR [9] en les comparant avec ceux obtenues par Yamaguchi [78].

TAB. 2.4 – Principales caractéristiques du fantôme mathématique programmé ainsi que des fantômes mathématiques Adam et Eva.

	Fantôme programmé	Adam	Eva
Hauteur (cm)	178,8	170	160
Profondeur (cm)	20	20	18,8
Largeur (cm)	40	40	37,6
Masse totale (kg)	74,1	70,5	59,2

L'erreur relative  $s_1$  (en %) a été calculée selon l'équation :

$$s_1 = \frac{D_{org}^{cal} - D_{org}^{Zankl}}{D_{org}^{Zankl}} \cdot 100 \quad (2.11)$$

où  $D_{org}^{cal}$  est la dose absorbée moyennée à un organe calculée à partir du fantôme mathématique et du code Monte Carlo MCNPX-2.5.0,  $D_{org}^{Zankl}$  est la dose absorbée moyennée à un organe calculée par Zankl. Tous les résultats de dose absorbée calculée à partir du fantôme mathématique programmé ou par Zankl ont une erreur statistique inférieure à 5 %.

Les résultats pour les principaux organes sont regroupés dans le tableau 2.5 pour une gamme d'énergie allant de 30 keV à 10 MeV et pour un champ d'irradiation photon AP.

TAB. 2.5 – Erreur relative  $s_1$  pour une gamme d'énergie de 30 keV à 10 MeV en champ d'irradiation photon AP.

Organes	Erreur relative (%)						
	E = 0,03 MeV	E = 0,05 MeV	E = 0,1 MeV	E = 0,5 MeV	E = 1 MeV	E = 4 MeV	E = 10 MeV
<b>Cerveau</b>	2,5	0,8	-1,0	-0,3	0,2	2,6	0,2
<b>Côlon</b>	-3,6	-1,8	1,5	-0,1	-0,4	3,3	0,2
<b>Estomac</b>	-12,2	-3,6	1,1	0,9	1,9	3,1	2,3
<b>Foie</b>	-1,9	-0,6	-0,2	1,0	1,0	0,5	-0,5
<b>Gonades</b>	-7,2	-1,4	0,3	0,8	1,2	-0,3	-4,0
<b>Oesophage</b>	7,4	6,9	1,1	0,1	-0,3	1,7	-2,5
<b>Peau</b>	2,6	2,4	-0,4	1,2	1,5	2,5	1,8
<b>Poumons</b>	-1,2	-0,6	-1,0	1,6	1,3	3,2	3,0
<b>Reins</b>	-12,7	-9,3	-8,5	-3,5	-1,5	1,7	-0,8
<b>Reste (CIPR 60)</b>	-4,0	-1,1	-1,6	3,9	3,9	4,9	3,5
<b>Seins</b>	2,7	1,1	-0,5	2,0	2,7	1,9	2,6
<b>Squelette</b>	8,9	6,7	3,3	5,1	4,2	4,4	4,2
<b>Thyroïde</b>	-16,9	-6,8	-6,1	0,3	-0,8	6,4	10,8
<b>Vessie</b>	-8,5	0,4	1,5	0,9	-0,2	2,6	3,7

D'après ce tableau, on peut constater que, dans la gamme d'énergie de 50 keV à 10 MeV, toutes les erreurs relatives sont inférieures à l'incertitude statistique excepté pour le squelette, la thyroïde, l'oesophage et les reins. Pour la thyroïde, l'erreur relative est supérieure à l'incertitude statistique autant à basse énergie (en-dessous de 100 keV) qu'à haute énergie (au-dessus de 1 MeV). L'écart constaté vient du fait que le modèle de la thyroïde que nous avons modélisé (§2.1.3.3) ne correspond pas à celui programmé au niveau des fantômes mathématiques utilisés par Zankl. Les différences géométriques entraînent alors un écart au niveau des doses absorbées moyennées à la thyroïde. Pour les autres organes, par contre, une erreur relative supérieure à 5 % n'est constatée que pour les basses énergies inférieures à 100 keV. Pour les reins, la dose absorbée moyennée à l'organe est sous-estimée par notre modèle. En fait, Zankl a effectué ces calculs à l'aide d'un fantôme mathématique Adam et d'un fantôme mathématique Eva contrairement à nous qui utilisons un fantôme mathématique hermaphrodite. Pour déterminer la dose chez un adulte (masculin ou féminin), Zankl effectue alors une moyenne arithmétique de la dose absorbée calculée chez Adam avec la dose absorbée calculée chez Eva. Or la profondeur du tronc d'Eva est inférieure à celle d'Adam. L'atténuation du rayonnement incident étant en conséquence plus faible avec le fantôme Eva, les doses absorbées aux organes situés en profondeur sont plus élevées. Dans le cas de notre modèle hermaphrodite, la profondeur est toujours constante et égale à celle d'Adam ce qui conduit à la sous-estimation observée. Cet effet est encore plus important à 30 keV et à 50 keV, et concerne d'autres organes. A 30 keV, la moitié d'entre eux est concernée. Pour le squelette, l'erreur relative calculée est supérieure à l'incertitude statistique à 30 keV et 50 keV avec des surestimations respectives de 9 % et

7 % environ. En fait, à ces énergies, la différence entre le coefficient massique du tissu et celui de l'os est maximale (figure 2.9). L'effet photoélectrique est donc prépondérant à l'interface tissu-os pour ces deux énergies. On peut alors penser que de légères différences entre les sections efficaces des deux codes existent et, du fait de l'importance de l'effet photoélectrique à ces basses énergies, de faibles écarts sont constatés au niveau de la dose absorbée au squelette.

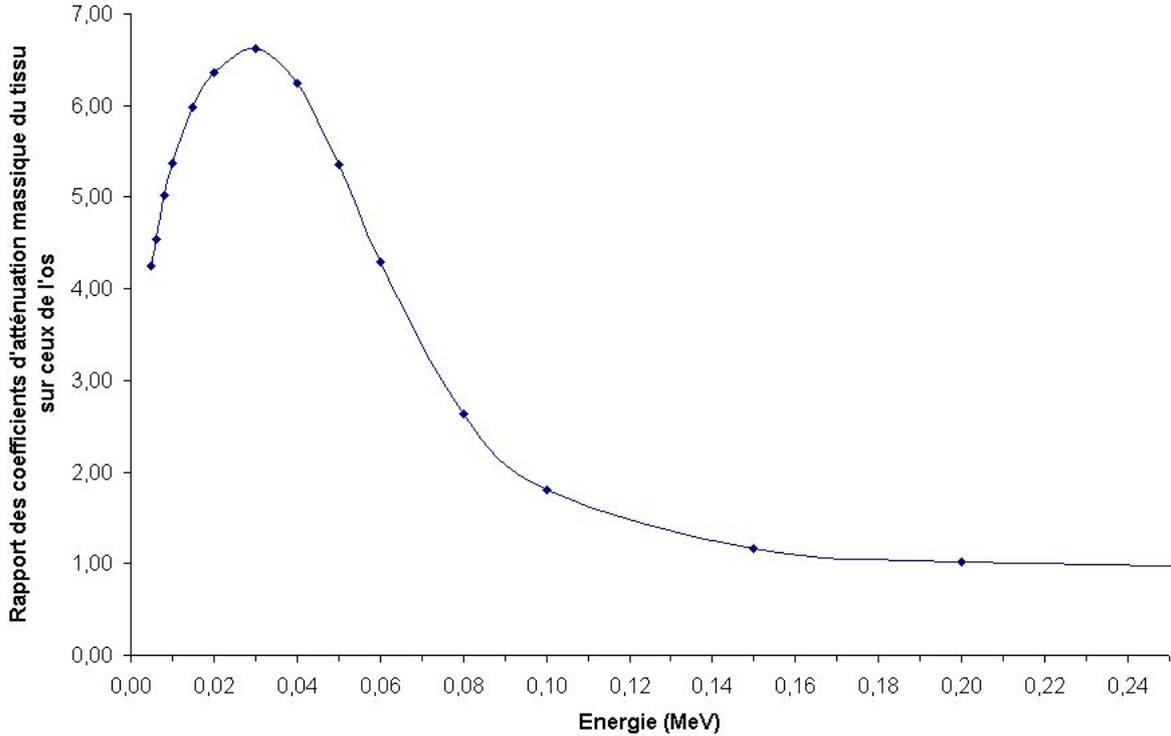


FIG. 2.9 – Rapports des coefficients massiques d'atténuation de l'os et du tissu en fonction de l'énergie.

Globalement, les écarts restent assez faibles et ne remettent pas en question notre modèle.

Nous avons cherché ensuite à comparer la dose efficace  $E$  calculée avec notre modèle et celle calculée par Zankl. Ainsi, l'influence des écarts constatés au niveau des doses absorbées moyennées aux organes sur la détermination de la dose efficace a été évaluée. Ceci nous a également permis de vérifier notre méthode de calcul de  $E$ . Pour réaliser la comparaison, l'erreur relative  $s_2$  (en %) a été calculée entre nos valeurs de dose efficace  $E_{cal}$  et les valeurs de dose efficace de Zankl  $E_{Zankl}$  selon l'équation :

$$s_2 = \frac{E_{cal} - E_{Zankl}}{E_{Zankl}} \cdot 100 \quad (2.12)$$

Les résultats sont regroupés dans le tableau 2.6 pour une gamme d'énergie allant de 30 keV à 10 MeV et pour les configurations standard AP, PA, RLAT et LLAT.

TAB. 2.6 – Erreur relative  $s_2$  pour une gamme d'énergie de 30 keV à 10 MeV en champ d'irradiation photon AP, PA, RLAT et LLAT.

Energie (MeV)	Erreur relative sur la dose efficace E (%)			
	AP	PA	RLAT	LLAT
0,03	-8,0	-5,1	-0,8	-1,3
0,05	-3,4	-1,2	-11,6	-3,5
0,1	-0,3	1,9	-9,9	0,3
0,5	2,4	3,9	-5,4	2,0
1	2,1	3,8	-4,3	2,1
4	2,3	4,6	-0,7	3,5
10	0,0	1,7	-4,4	0,4

Comme on pouvait s'y attendre vu les résultats de la comparaison des doses absorbées, à 30 keV en AP la dose efficace est sous-estimée de 8 %. Toutefois, il est intéressant de remarquer que les sous-estimations constatées sur l'évaluation des doses absorbées moyennées aux organes à 50 keV en AP influent très peu sur la valeur de dose efficace, les sous-estimations étant compensées par les surestimations. Les écarts les plus importants sont constatés pour les énergies de 50 keV et de 100 keV en irradiation latérale droite (RLAT). Afin d'expliquer ces écarts, les doses absorbées aux organes calculées sont comparées avec les valeurs publiées par Zankl pour ces deux énergies en irradiation standard RLAT (tableau 2.7). Les valeurs de Zankl utilisées sont celles égales à la moyenne arithmétique des doses absorbées aux organes déterminées à partir des fantômes ADAM et EVA. Les erreurs relatives, calculées à partir de l'équation 2.11, sont présentées dans le tableau 2.7.

TAB. 2.7 – Erreur relative  $s_1$  pour les énergies de 50 keV et 100 keV en champ d'irradiation photon RLAT.

Organes	Erreur relative à 50 keV (%)	Erreur relative à 100 keV (%)
Cerveau	1,0	-0,4
Côlon	-15,3	-16,0
Estomac	-9,7	-11,1
Foie	-0,2	-0,9
Gonades	-9,8	-9,3
Œsophage	-30,4	-21,9
Peau	10,9	5,0
Poumons	3,5	0,9
Reins	-7,8	-5,7
Reste	-5,4	-4,7
Seins	4,9	2,1
Squelette	2,9	0,6
Thyroïde	8,4	3,4
Vessie	-13,1	-10,3

On remarque que pour les deux énergies une sous-estimation supérieure à 10 % de la dose absorbée est constatée pour l'estomac, le côlon, l'oesophage et la vessie. Les trois premiers organes de cette liste sont décalés sur la gauche du fantôme, ce sont les organes les plus en profondeur pour une irradiation latérale droite. Ainsi, tout comme en irradiation AP, pour les organes les plus en profondeur, à basse énergie, la dose absorbée aux organes est sous-estimée du fait de l'utilisation d'un fantôme hermaphrodite. Pour ce qui concerne la vessie, en plus de la raison précédemment évoquée, la sous-estimation est également due au fait que, dans notre modèle, elle est légèrement décalée sur la gauche (le centre est placé à  $x = -4,5$ ) par rapport à Zankl qui l'a positionnée au centre. A 30 keV, par contre, la dose efficace est très faiblement sous-estimée (-0,8 %) car, à cette énergie, la contribution à la dose absorbée des organes situés en profondeur est quasi-nulle. Les écarts les plus importants observés s'expliquent tous par les différences sur la géométrie modélisée qui proviennent essentiellement du fait que nous avons considéré un fantôme hermaphrodite. Notre modélisation et notre méthode de simulation sont donc validées.

### Discussion complémentaire sur la méthode de calcul

Les résultats de dose efficace  $E$  donnés par Zankl et publiés dans la CIUR 57 ont été calculés avec l'approximation de kerma de 15 keV à 10 MeV. Zankl justifie l'utilisation de cette approximation en affirmant que : "*L'approximation de kerma est valide aussi longtemps qu'il y a l'équilibre d'électron secondaire, ce qui peut être supposé dans la plupart des cas du fait des différences modérées des sections efficaces photons des différents tissus du corps humain et de l'approche macroscopique considérant les doses absorbées moyennées aux organes et aux tissus*". Toutefois, certains auteurs [76, 77] soulignent, que malgré les justifications données par Zankl, l'approximation de kerma pourrait entraîner des surestimations importantes sur le calcul des doses absorbées moyennées aux organes dès 1 MeV. En effet, aux hautes énergies, l'équilibre électronique n'est pas établi dans les organes situés à proximité de la surface d'entrée du faisceau. De ce fait, dans les organes concernés, le nombre d'électrons sortant du volume est plus important que le nombre d'électrons qui y rentre. Le tally F6, considérant que tous les électrons déposent leur énergie aux points d'interaction des photons aurait alors tendance à surestimer l'énergie déposée par rapport au tally \*F8 qui, lui, effectue la différence des énergies entrantes et sortantes des photons et électrons. Il nous a donc paru nécessaire d'étudier l'influence de cette approximation.

Pour ce faire, les doses absorbées aux organes  $D_{F6}$  calculées avec le tally F6 en mode P ont été comparées aux doses absorbées aux organes  $D_{*F8}$  calculées avec le tally \*F8 en mode PE pour des énergies de 1, 4, 6 et 10 MeV en configuration standard d'irradiation AP. L'erreur relative  $s_3$  a été calculée entre les deux méthodes de calcul selon l'équation 2.13. Les résultats sont regroupés dans

le tableau 2.8.

$$s_3 = \frac{D_{F6} - D_{*F8}}{D_{*F8}} \cdot 100 \quad (2.13)$$

TAB. 2.8 – Erreur relative  $s_3$  pour les énergies de 1 MeV, 4 MeV, 6 MeV et 10 MeV en champ d'irradiation photon AP.

Organes	Erreur relative à 1 MeV (%)	Erreur relative à 4 MeV (%)	Erreur relative à 6 MeV (%)	Erreur relative à 10 MeV (%)
<b>Cerveau</b>	0,5	-1,5	-0,5	-1,4
<b>Côlon</b>	-2,1	-1,7	-3,8	-0,4
<b>Estomac</b>	-1,9	-1,4	-1,5	1,1
<b>Foie</b>	-1,3	-0,5	-1,4	1,2
<b>Gonades</b>	4,2	3,2	8,6	27,5
<b>Œsophage</b>	5,0	3,7	0,3	0,2
<b>Peau</b>	7,0	68,3	84,8	101,3
<b>Poumons</b>	-1,3	-1,0	-1,9	-0,5
<b>Reins</b>	0,3	-0,7	0,5	0,9
<b>Reste (CIPR60)</b>	-0,5	2,1	5,5	12,1
<b>Reste (nvll rec)</b>	-0,6	2,2	5,6	12,0
<b>Seins</b>	1,4	21,2	43,0	88,6
<b>Squelette</b>	-0,3	0,0	2,4	7,4
<b>Thyroïde</b>	2,2	3,7	8,3	15,7
<b>Vessie</b>	-3,9	-3,6	-3,5	-2,6

On constate alors que, dès 1 MeV, la dose absorbée à la peau qui ne fait que 2 mm d'épaisseur et qui est située directement sur la surface d'entrée du faisceau incident, est surestimée de 7 % avec l'approximation de kerma. Toutefois, cet écart n'a pas d'influence sur la valeur de la dose efficace puisqu'il entraîne une surestimation de 0,1 % seulement. A 4 MeV, la dose à la peau est surestimée de 68 % et la dose absorbée aux seins qui, tout comme la peau, sont situés directement sur la surface d'entrée du faisceau incident, est surestimée de 21 %. Mais, là encore, du fait de la faible valeur de  $w_T$  pour la peau (0,01), l'influence sur la valeur de la dose efficace est négligeable puisqu'elle n'est surestimée que de 1,8 %. A 6 MeV, la dose absorbée aux seins est surestimée de 43 %, la dose absorbée aux gonades de 8,6 % et la dose absorbée à la peau de 84,8 %. Ces surestimations de dose absorbée aux organes entraînent alors une surestimation de E d'environ 8 %. A 10 MeV, la dose absorbée est surestimée avec l'approximation kerma pour de nombreux organes (thyroïde, seins, gonades, "Reste" et peau) entraînant une surestimation de E de 13%. A partir de ces résultats, on constate donc que l'approximation kerma est valable jusqu'à environ 4 MeV pour l'évaluation de la dose efficace. Au delà, les surestimations provoquées par cette approximation sur les doses aux organes deviennent telles que l'impact sur la dose efficace ne peut plus être négligée.

Pour notre étude, les énergies présentes aux différents postes de travail sont quasiment toutes inférieures à 4 MeV. Ainsi, l'approximation de kerma pourra être utilisée dans la plupart des configurations rencontrées.

### 2.3.1.3 Calcul de l'équivalent de dose individuel

#### Comparaison par rapport aux résultats du rapport 57 de la CIUR en configurations standard d'irradiation

Les résultats d'équivalent de dose individuel  $H_p(10)$ , obtenus en configurations standard d'irradiation photon, ont été comparés à ceux publiés dans le rapport 57 de la CIUR (résultats calculés par Grosswendt [79]) pour des angles d'irradiation  $\alpha$  (figure 2.8) de  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$  et  $75^\circ$  de 30 keV à 3 MeV (tableau 2.9). La fluence du champ incident est constante quelque soit l'angle d'irradiation. L'incertitude statistique sur tous les résultats est inférieure à 5 %.

TAB. 2.9 – Erreur relative entre les valeurs d'équivalent de dose individuel calculées et celles publiées dans le rapport 57 de la CIUR.

Energie photon (MeV)	Erreur relative $0^\circ$ (%)	Erreur relative $30^\circ$ (%)	Erreur relative $60^\circ$ (%)	Erreur relative $75^\circ$ (%)
0,03	0,1	-1,7	-2,0	-4,4
0,04	4,6	-1,0	-0,3	-2,0
0,05	3,2	-1,2	0,0	-1,7
0,06	4,6	-2,5	-1,8	-3,4
0,08	4,2	-3,8	-2,6	-3,1
0,1	1,8	-1,7	-1,8	-2,7
0,15	0,9	-0,1	0,0	-2,6
0,2	0,6	-0,2	0,2	-4,5
0,3	1,1	0,1	-1,4	-2,0
0,4	0,1	0,5	0,1	-2,6
0,5	0,4	0,0	-0,4	-2,4
0,6	0,0	-0,3	0,6	-1,4
0,8	-0,2	-0,1	0,6	-0,3
1	-0,3	0,7	1,0	0,2
3	-1,1	-0,8	0,3	-1,0

Le tableau 2.9 montre que, quelque soit l'angle d'irradiation et l'énergie incidente, l'erreur relative calculée entre nos résultats et ceux de Grosswendt est inférieure à l'erreur statistique. La méthode de calcul de la grandeur opérationnelle est donc validée.

## 2.3.2 Détermination des positions de détection

### 2.3.2.1 Détermination des positions de détection en se plaçant dans des configurations standard d'irradiation

Le modèle du fantôme mathématique étant validé, il s'agit ensuite de déterminer des positions de détection dans les organes nécessaires à l'évaluation de E. Pour les organes de volume inférieur ou égal à  $20 \text{ cm}^3$ , le centre a été choisi a priori comme la meilleure position de détection. Les organes concernés et la position de détection retenue sont regroupés dans le tableau C.1 de l'annexe C.

Pour les testicules, un seul point de détection, situé juste entre les deux testicules a été choisi. Par contre, pour les ovaires et les glandes surrénales, une position de détection a été déterminée pour chaque partie de l'organe situé de part et d'autre (en x) du fantôme.

Pour les organes plus volumineux, les distributions des doses absorbées moyennées aux organes ont été étudiées dans les 4 configurations standard d'irradiation AP, PA, RLAT et LLAT dans la gamme d'énergie photonique allant de 30 keV à 4 MeV. Une position évaluant à plus ou moins 30 % la dose absorbée moyennée aux organes, sur l'ensemble de la gamme d'énergie étudiée ainsi que sur l'ensemble des 4 configurations standard, a été cherchée dans chaque organe selon la méthode spécifiée au paragraphe 2.2.1.1. Les résultats des calculs montrent qu'en-dessous de 40 keV la plupart des organes (les poumons, le foie, le petit intestin, le cerveau, ...) ne présente pas de points communs sur l'ensemble des 4 configurations standard. Par contre de 40 keV à 4 MeV, il est possible d'identifier une position commune évaluant la dose absorbée moyenne à plus ou moins 30 % dans tous les organes quelque soit la configuration d'irradiation (excepté pour le foie et l'oesophage dans une configuration à 40 keV). Les résultats sont regroupés dans le tableau 2.10.

Les positions sont en centimètre et l'origine O du repère ( O, x, y, z ), comme dit précédemment est situé au centre de la base du tronc du fantôme mathématique (figure 2.1). Il est intéressant de comparer les positions déterminées avec le centre des organes qui, intuitivement, aurait pu être considéré comme la position la plus adéquate à l'évaluation de la dose absorbée à un organe dans les 4 configurations d'irradiation. La plupart des organes ont une forme mathématique simple (cylindre, ellipsoïde, parallépipède, ...), il est donc facile de déterminer leur centre. Par contre, pour le côlon sigmoïde et l'oesophage, du fait de leur forme particulière, le centre de ces organes ne peut être défini.

D'après le tableau 2.10, les positions de détection déterminées pour le coeur, le côlon transverse, l'estomac, la rate, le rein droit et gauche, l'utérus, les seins, le petit intestin, la vésicule biliaire et la vessie sont situées au centre de l'organe. Les légers décalages observés (de l'ordre du centimètre au maximum) sont à priori la conséquence du fait que le maillage de la grille que nous avons

TAB. 2.10 – Centre des organes et positions de détections déterminées de 50 keV à 4 MeV pour les 4 configurations d'irradiation standard AP, PA, RLAT et LLAT.

Organes	Positions déterminées			Centre des organes		
	x (cm)	y (cm)	z (cm)	x (cm)	y (cm)	z (cm)
Cerveau	0,0	-1,0	92,0	0,0	0,0	87,0
Cœur	0,0	-3,0	50,0	0,3	-3,4	49,8
Côlon ascendant	-8,0	-3,0	24,0	-8,5	-2,4	19,2
Côlon descendant	10,0	-1,0	20,0	9,0	-1,0	16,4
Côlon sigmoïde	6,0	-1,0	4,0			
Côlon transverse	0,0	-3,0	26,0	0,0	-2,4	25,5
Estomac	8,0	-3,0	36,0	8,0	-4,0	35,0
Foie	-10,0	-1,0	42,0	-8,9	-1,6	37,1
Œsophage	0,0	3,0	56,0			
Pancréas	2,0	1,0	38,0	3,9	0,0	37,5
Petit intestin	0,0	-3,0	22,0	0,4	-1,0	21,5
Poumon droit	-12,0	-1,0	56,0	-8,6	0,0	52,6
Poumon gauche	12,0	-1,0	56,0	9,0	0,5	53,2
Rate	12,0	3,0	38,0	11,0	3,0	37,0
Rein droit	-6,0	6,0	32,0	-6,3	6,0	32,5
Rein gauche	6,0	6,0	32,0	6,3	6,0	32,5
Sein droit	-10,0	-10,0	52,0	-10,5	-10,1	52,0
Sein gauche	-10,0	-10,0	52,0	10,5	-10,1	52,0
Vésicule biliaire	-4,0	-3,0	32,0	-4,2	-2,9	31,2
Vessie	0,0	-5,0	8,0	0,0	-4,5	8,0
Utérus	0,0	-1,0	14,0	0,0	-2,0	14,0

programmé pour étudier la distribution spatiale de l'énergie déposée à un pas de 2 cm. Pour les autres organes (cerveau, côlon ascendant et descendant, foie, pancréas, poumon droit et gauche), les décalages par rapport au centre de l'organe sont de l'ordre de 4 à 6 cm. Les plus gros décalages observés sont pour le poumon droit et le poumon gauche. La figure 2.10 représente la distribution spatiale de l'énergie déposée dans les poumons, et plus particulièrement dans le poumon gauche où la position de détection déterminée est précisée.

L'étude de la distribution spatiale n'a pas été effectuée pour les autres organes. Les positions de détection ont été choisies intuitivement en visant une bonne répartition dans le volume de manière à ce que la moyenne des doses absorbées sur l'ensemble des positions déterminées pour un organe estime au mieux la dose absorbée dans l'organe. La dose estimée à partir des positions de détection sera comparée à la dose absorbée de l'organe correspondant. Les positions seront alors soit validées soit modifiées de manière à obtenir une meilleure estimation.

Pour les clavicules et les omoplates, de par leur volume et leur forme géométrique, une seule position de détection a été déterminée dans chaque os. Compte tenu de la forme quasi-cylindrique des os des bras, trois positions de détection ont été définies dans chaque os, régulièrement espacées en z et situées au centre de l'os en (x, y). La dose absorbée D a été calculée en effectuant le rapport

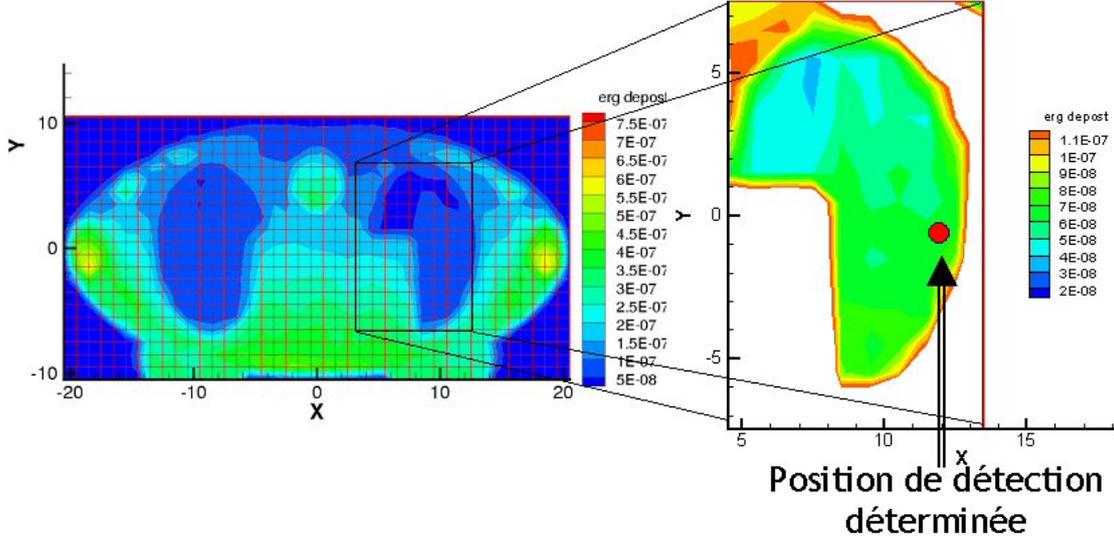


FIG. 2.10 – Distribution de l'énergie déposée (légende en  $\text{MeV}/\text{cm}^3$ ) dans les poumons pour une irradiation photon AP de 100 keV.  $z = 56$  cm.

de la somme des énergies déposées  $E_{dep}$  dans chaque sphère  $i$  sur la somme des masses  $m$  des sphères (équation 2.14).

$$D = \frac{\sum_i E_{dep_i}}{\sum_i m_i} \quad (2.14)$$

Pour la colonne vertébrale, constituée d'un cylindre vertical dans le tronc et d'un autre cylindre dans le cou, 2 positions de détection, centrées en  $(x,y)$  et régulièrement espacées en  $z$ , ont été situées dans le cylindre du tronc et une position a été située dans le cylindre du cou. La dose absorbée dans la colonne vertébrale du tronc a été calculée selon l'équation 2.14. Les doses absorbées dans la colonne vertébrale du tronc  $D_{cv\_tronc}$  et dans la colonne vertébrale du cou  $D_{cv\_cou}$  ont été ajoutées en tenant compte de la masse de chacune des deux parties de colonne. Deux facteurs, calculés en divisant la masse de la colonne vertébrale du tronc ou du cou par la masse de la colonne vertébrale totale, ont été appliqués. La dose absorbée à toute la colonne  $D_{cv}$  a été calculée selon l'équation :

$$D_{cv} = 0,82D_{cv\_tronc} + 0,18D_{cv\_cou} \quad (2.15)$$

Pour les os des jambes, 3 positions de détection, régulièrement espacées en  $z$  et centrées en  $(x,y)$  ont été placées dans chaque os. L'os étant modélisé par un cône tronqué, chaque sphère de détection évalue approximativement la dose dans trois régions virtuelles de masse différente (figure 2.11).

Afin de tenir compte de ces différences de masse entre les régions, des facteurs, déterminés en divisant la masse de chaque région  $j$  par la masse totale de l'os, ont été appliqués sur chaque dose absorbée  $D_j$  pour obtenir la dose absorbée à l'os de la jambe  $D_{os\_jambe}$  selon l'équation :

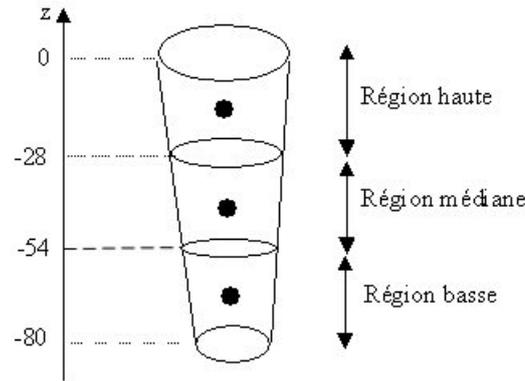


FIG. 2.11 – Schéma 3D représentant le découpage effectué sur l'os afin de calculer les facteurs appropriés

$$D_{os\_jambe} = 0,59D_{haute} + 0,29D_{médiane} + 0,12D_{basse} \quad (2.16)$$

Le pelvis, les côtes et le crâne ont des formes plus complexes que les os précédents. Le choix des positions de détection a donc été plus difficile. Pour chacun d'eux, la dose absorbée déterminée à partir des sphères de détection a été calculée selon l'équation 2.14.

Pour le pelvis, 2 positions de détection ont été déterminées (figure 2.12).

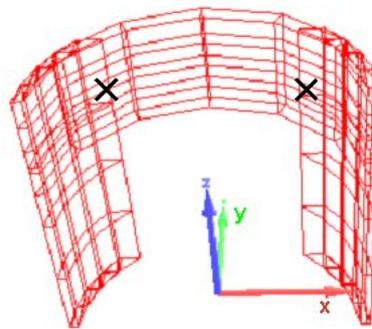


FIG. 2.12 – Schéma 3D représentant les positions de détection déterminées pour le pelvis.

Pour les côtes, le choix a été fait de placer des détecteurs seulement sur la deuxième, septième et onzième côte (en partant du bas). Sur chacune de ces côtes, 4 détecteurs ont été placés, symétriquement en x et en y (figure 2.13).

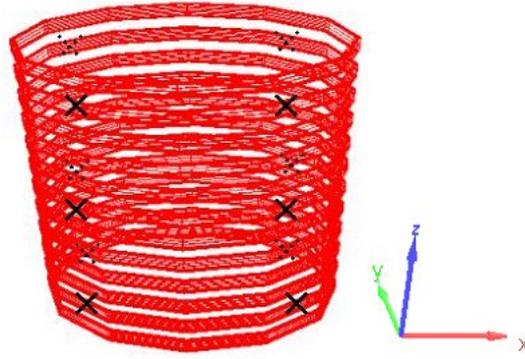


FIG. 2.13 – Schéma 3D représentant les positions de détection déterminées pour les côtes.

Le crâne, lui, est constitué d'un volume entre deux ellipsoïdes concentriques constituant la boîte crânienne et d'une portion de volume entre deux cylindres concentriques elliptiques constituant le squelette facial. Au niveau de la boîte crânienne, 4 détecteurs ont été positionnés selon une symétrie axiale en x et en y. Pour le squelette facial, 2 détecteurs ont été placés selon une symétrie axiale en y (figure 2.14).

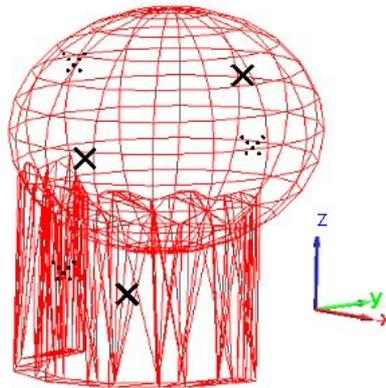


FIG. 2.14 – Schéma 3D représentant les positions de détection déterminées pour le crâne.

L'ensemble des positions de détection déterminées pour le squelette est présenté dans le tableau C.3 de l'annexe C. La dose absorbée pour le squelette  $D_{sq}$  a été calculée en pondérant la dose absorbée dans chaque os par le rapport de la masse de l'os correspondant sur la masse totale du squelette (équation 2.17).

$$D_{sq} = 0,39D_{os\_jambe} + 0,13D_{os\_bras} + 0,08D_{pelvis} + 0,13D_{cv} + 0,13D_{crâne} + 0,1D_{côtes} + 0,01D_{cl} + 0,03D_{omo} \quad (2.17)$$

où  $D_{cl}$  est la dose absorbée aux clavicules et  $D_{omo}$  est la dose absorbée aux omoplates.

Pour le muscle, qui correspond dans notre modèle à toutes les parties du corps qui ne sont pas des "organes" (§2.3.2.1), les positions de détection ont également été déterminées de manière intuitive. Elles ont été réparties uniformément dans le tronc et la tête. Pour la jambe, la dose au muscle a été déterminée par 3 groupes de 3 sphères régulièrement espacées selon l'axe z. Dans chaque groupe, une sphère a été centrée en y et située sur le bord latéral de la jambe (entre l'os de la jambe et la peau). Deux autres, symétriques en y, ont été placées au centre du muscle en x. Chaque groupe de sphères évalue une dose absorbée dans une région virtuelle de masse de tissu différente. Le même découpage que pour l'os de la jambe a été effectué. Des facteurs ont été appliqués sur chacune des doses absorbées des différentes régions du muscle de la jambe selon l'équation :

$$D_{muscle\_jambe} = 0,63D_{haute\_jambe} + 0,28D_{médiane\_jambe} + 0,09D_{basse\_jambe} \quad (2.18)$$

De plus, le muscle de la jambe, du tronc et de la tête ayant des masses différentes, d'autres facteurs, égaux à la masse de muscle de la partie concernée du corps sur la masse totale de muscle, ont été appliqués. La dose absorbée au muscle  $D_{muscle}$  est donc déterminée selon l'équation :

$$D_{muscle} = 0,05D_{muscle\_tête} + 0,61D_{muscle\_tronc} + 0,34D_{muscle\_jambe} \quad (2.19)$$

Toutes les positions de détection pour le muscle sont notées dans le tableau C.4 de l'annexe C.

Le facteur de pondération  $w_T$  pour la peau étant très faible ( $w_{peau} = 0,01$ ) et l'étendue du tissu sur le corps étant très importante, le choix a été fait de ne pas placer de détecteur pour mesurer la dose absorbée à ce tissu. La dose efficace calculée à partir des positions de détection sera donc évaluée sans la mesure de cette dose absorbée. Dans la configuration d'irradiation la plus pénalisante pour cette approximation, c'est à dire en PA, à 30 keV, l'erreur relative effectuée sur E n'est que de -5 % lorsque la dose efficace est calculée sans l'estimation de la dose absorbée à la peau.

En résumé, pour les différents tissus du fantôme :

- 28 positions sont déterminées dans les organes dont 7 dans les organes ayant un volume inférieur à  $20 \text{ cm}^3$ ,
- 39 positions sont déterminées dans le squelette,
- et 39 autres sont dans le muscle.

Ainsi, 104 positions permettent de déterminer les doses absorbées aux organes pour le calcul de la dose efficace selon la publication 60 de la CIPR . Selon les nouvelles recommandations, la vésicule biliaire et le coeur étant ajoutés, c'est à partir de 106 positions de détection que la dose

TAB. 2.11 – Erreur relative entre les doses absorbées dans les sphères calculées avec le tally F6 et celles calculées avec le tally \*F8 pour les énergies de 1 MeV et 4 MeV en champ d'irradiation photon AP.

<b>Organes</b>	<b>Erreur relative à 1 MeV (%)</b>	<b>Erreur relative à 4 MeV (%)</b>
<b>Cerveau</b>	-1,2	1,3
<b>Côlon</b>	-4,8	-1,4
<b>Estomac</b>	1,2	0,4
<b>Foie</b>	0,5	-3,5
<b>Gonades</b>	-2,6	3,3
<b>Œsophage</b>	-3,2	-4,5
<b>Poumons</b>	-4,5	7,2
<b>Reins</b>	-3,5	-2,4
<b>Reste (CIPR60)</b>	-1,7	-1,6
<b>Reste (nvll rec)</b>	-1,8	-1,0
<b>Seins</b>	4,5	6,5
<b>Squelette</b>	-0,3	-0,3
<b>Thyroïde</b>	2,1	2,4
<b>Vessie</b>	-4,4	-1,1

efficace peut être estimée. La précision de la détermination des doses absorbées aux organes et de la dose efficace à partir de ces positions peut alors être étudiée dans des configurations standard d'irradiation, puis pour des champs d'irradiation inhomogène.

### 2.3.2.2 Précision de la détermination des doses absorbées aux organes et de la dose efficace pour des configurations standard d'irradiation

#### Etude préliminaire - Influence de l'approximation kerma

Afin d'étudier l'influence de l'approximation kerma (§2.1.2.3), les doses absorbées calculées à partir du tally F6 en mode P dans les sphères de détection, de 0,5 cm de rayon, centrées aux positions de détection déterminées, ont été comparées aux doses absorbées calculées dans les sphères à partir du tally \*F8 en mode PE à 1 MeV et 4 MeV en configuration standard AP pour des photons (tableau 2.11).

Seules les doses absorbées aux seins et aux poumons sont légèrement surestimées à 4 MeV lorsque le calcul est effectué en mode P avec le tally F6. En fait, pour la poitrine, les sphères étant positionnées à 2 cm de profondeur par rapport à la face d'entrée du faisceau, l'équilibre électronique s'établit dans le tissu localisé en amont des sphères de détection. C'est pourquoi la surestimation constatée est plus faible que celle observée lors de la comparaison de la dose absorbée à la poitrine effectuée précédemment (§tableau 2.8). Pour les poumons, leur densité étant beaucoup plus faible que celle du tissu, les électrons secondaires produits ont un parcours plus important. Les électrons

ont donc tendance à sortir de la sphère de détection. Or, le tally F6, en supposant que les électrons déposent leur énergie au point d'interaction, surestime la dose par rapport au tally \*F8. Toutefois, la surestimation reste faible et la précision supplémentaire obtenue à partir du mode PE et du tally \*F8 n'est pas suffisante comparée au détriment de l'allongement du temps de calcul (supérieur à 2 semaines). Le choix est donc pris de calculer la dose absorbée dans les sphères à partir du tally F6 et du mode P sur l'ensemble de la gamme en énergie de l'étude, c'est-à-dire de 30 keV à 4 MeV.

### Précision de la détermination des doses absorbées aux organes

Pour chaque os, l'estimation de l'erreur relative a permis d'évaluer la pertinence des positions choisies. L'estimation de la dose absorbée à partir des sphères de détection a également été évaluée pour tous les autres organes contribuant à la dose efficace. L'erreur relative  $s_4$  (en %) entre la dose absorbée  $D_{pt}$  déterminée à partir des sphères de détection et la dose absorbée  $D_{org}$  moyennée à l'organe a été calculée selon l'équation :

$$s_4 = \frac{D_{pt} - D_{org}}{D_{org}} \cdot 100 \quad (2.20)$$

On rappelle que lorsque plusieurs sphères de détection étaient positionnées dans un organe, la dose absorbée correspondante a été déterminée à partir de la somme des énergies déposées dans les sphères divisée par la masse totale de ces sphères. Bien qu'à 30 keV, il n'a pas été possible de retenir une position commune pour les 4 configurations standard d'irradiation pour certains organes, il a paru intéressant d'étudier la précision des différentes doses absorbées pour cette énergie. Les tableaux 2.12 et 2.13 regroupent respectivement les erreurs relatives des doses absorbées au squelette et des doses absorbées aux organes pour les 4 configurations standard d'irradiation sur la gamme en énergie de 30 keV à 1 MeV. L'estimation des doses absorbées aux organes n'a pas été présentée à 4 MeV car les erreurs relatives étaient similaires à celle calculée à 1 MeV. Afin de faciliter la lecture des tableaux, les valeurs sous fond blanc sont les erreurs relatives inférieures à  $\pm 15$  %, celles sous fond bleu sont comprises entre  $\pm 16$  % et  $\pm 30$  % et celles sous fond jaune sont supérieures à  $\pm 31$  %.

#### 1) Pour le squelette :

Les erreurs relatives à 30 keV sont supérieures à  $\pm 30$  % pour les os des bras, la colonne vertébrale, le crâne et les côtes quelque soit la configuration d'irradiation. A 40 keV, pour les mêmes os, les erreurs relatives sont divisées par 2 environ. A 50 keV, toutes les erreurs relatives sont inférieures ou égales à  $\pm 15$  % quelque soit la configuration d'irradiation excepté pour les côtes en irradiations latérales (26 % en RLAT et 27 % en LLAT) et pour la colonne vertébrale en irradiation postéro-antérieure (-23 %). A partir de 100 keV, toutes les erreurs sans exception sont inférieures à  $\pm 15$  %. Ces résultats prouvent que les positions retenues pour chaque os du squelette sont satisfaisantes.

TAB. 2.12 – Erreur relative  $s_4$  (en %) des doses absorbées au squelette.

Os du squelette	0,03 MeV			0,04 MeV			0,05 MeV			0,1 MeV			1 MeV			
	AP	PA	RLAT	AP	PA	RLAT	AP	PA	RLAT	AP	PA	RLAT	AP	PA	RLAT	
Clavicules	-12	-37	-20	-5	-20	-7	-2	-13	-4	-6	-1	-6	-5	-1	-3	-5
Colonne vertébrale	-38	-74	-49	-10	-39	-25	-3	-23	-10	-10	7	-3	-1	1	5	1
Côtes	-37	-44	55	-18	-22	35	-9	-10	26	27	0	-1	13	14	3	2
Crâne	-54	-46	34	-30	-21	15	-18	-8	7	7	-5	4	0	0	4	10
Omoplates	-16	-11	-14	-5	-5	-6	-2	-3	-4	-2	2	1	2	2	-2	-1
Os de bras	-46	-45	-31	-17	-16	-14	-8	-8	-7	-8	1	1	1	3	-1	3
Os des jambes	-9	-12	26	-1	-1	18	1	1	15	13	-3	-4	6	6	2	1
Pelvis	-54	-25	22	-25	-10	12	-10	-4	12	6	-2	1	6	5	3	0
Moelle rouge	-40	-41	24	-19	-21	12	-9	-11	9	7	0	-1	5	5	3	1
Squelette	-34	-35	9	-13	-15	8	-6	-7	7	6	-1	-1	4	5	2	2

 TAB. 2.13 – Erreur relative  $s_4$  (en %) des doses absorbées aux organes.

Organes	0,03 MeV			0,04 MeV			0,05 MeV			0,1 MeV			1 MeV			
	AP	PA	RLAT	AP	PA	RLAT	AP	PA	RLAT	AP	PA	RLAT	AP	PA	RLAT	
Cerveau	-18	-59	-33	4	-29	-12	8	-23	-1	-5	5	-14	-2	-3	2	-9
Colon	-22	2	-2	-8	-1	-9	-7	1	-19	-2	-5	-1	-7	3	-4	1
Estomac	-15	-14	17	-4	-2	-9	-1	-4	3	-5	-1	1	3	-1	0	1
Foie	-41	-28	-52	-18	-4	-20	-13	2	-12	-29	-7	3	-6	-16	-5	1
Gonades	-5	-7	3	-1	7	0	1	0	-3	2	-1	3	2	-3	0	6
Œsophage	-42	-30	-13	-32	-18	5	-23	-5	7	-11	-15	5	9	1	-4	3
Poumons	6	-47	-27	9	-26	-14	9	-18	-5	7	6	-10	-2	6	4	-5
Reins	-17	-3	-20	-6	0	-11	-2	-2	5	-7	-1	0	-4	-4	-2	-1
Reste CIPR 60	-4	-32	-5	-1	-5	0	-1	-5	4	-4	-1	-3	-1	3	0	-1
Reste nvlle rec	-17	-31	6	-7	-4	3	-4	-8	2	-5	-2	-2	1	1	-1	0
Seins	-22	28	-27	-11	26	-16	-6	24	-7	-10	-4	22	-8	-8	-4	11
Thyroïde	-24	-65	-28	-19	-36	-18	-16	-24	-13	-16	-10	-8	-12	-9	-7	-9
Vessie	6	-13	-3	4	-12	-1	4	-12	-7	-10	4	-10	0	-3	1	-5

Les erreurs supérieures à  $\pm 30\%$  constatées à 30 keV et 40 keV sont dues au fait, qu'à si basse énergie, la distribution spatiale de l'énergie déposée dans l'os est très hétérogène. L'estimation de la dose absorbée aux os à partir de l'évaluation ponctuelle de dépôts d'énergie devient alors très difficile, d'autant plus lorsque l'os est étendu (la colonne et les os des bras) et/ou a une forme complexe (les côtes et le crâne).

Les estimations des doses absorbées à la moelle rouge et au squelette dépendent de la précision des doses absorbées aux différents os du squelette puisqu'elles ont été calculées à partir d'une somme pondérée des doses absorbées aux différents os (§2.2.2.1 pour la dose absorbée à la moelle rouge et §2.3.2.1 pour la dose absorbée au squelette). On peut alors constater que dès 40 keV, les erreurs relatives des doses absorbées au squelette et à la moelle rouge sont inférieures à  $\pm 30\%$  et qu'à partir de 50 keV, les erreurs relatives sont inférieures à  $\pm 10\%$ .

## 2) Pour les organes autre que le squelette :

Comme pour le squelette, les erreurs constatées à 30 keV sont dues au fait qu'à si basse énergie la distribution spatiale de l'énergie déposée dans un organe est très hétérogène et que par conséquent, l'estimation de la dose absorbée à l'organe par un seul détecteur devient très difficile. Toutefois, pour la thyroïde, vue son faible volume, la sous-estimation importante constatée pour la configuration PA n'est pas due à l'hétérogénéité de la distribution spatiale de l'énergie déposée dans l'organe mais au fait que la colonne vertébrale atténue fortement l'énergie au point de détection déterminé. A partir de la figure 2.15 représentant une coupe x,y du cou du fantôme, on peut se rendre compte de la difficulté d'évaluer la dose absorbée à la thyroïde à partir d'un seul point de détection.

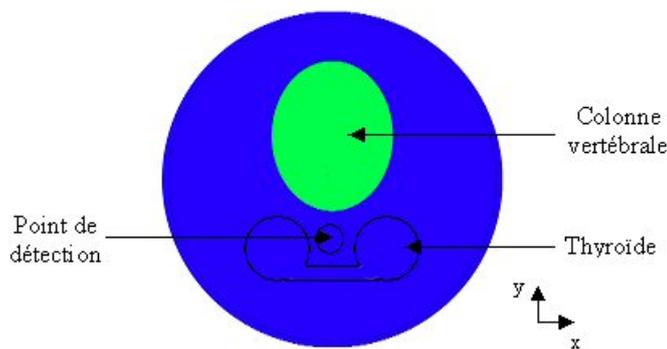


FIG. 2.15 – Coupe x,y du cou du fantôme à une hauteur de 151 cm par rapport au sol.

A 40 keV, excepté pour certains organes dans quelques configurations d'irradiations (en PA pour la thyroïde, en LLAT pour le foie et en AP pour l'oesophage), toutes les erreurs relatives sont inférieures à  $\pm 30\%$ . A partir de 100 keV, elles sont toutes inférieures à  $\pm 15\%$  sauf pour les seins en PA et pour le foie en LLAT. L'étude de la distribution spatiale de l'énergie déposée dans les

organes a donc permis de déterminer les positions de détection appropriées pour estimer la dose absorbée dans les organes de 40 keV à 4 MeV. A 30 keV, des sous-estimations importantes ont été constatées pour la thyroïde, les poumons et le cerveau en irradiation PA, pour l'oesophage en irradiation AP, et pour le foie en AP, RLAT et LLAT. L'étape suivante a été l'étude de l'influence des erreurs constatées sur l'estimation de la dose efficace.

### Précision de la détermination de E

La dose efficace  $E_{pt}$  calculée à partir des sphères a été comparée à la dose efficace  $E_{org}$  calculée à partir des doses absorbées moyennées aux organes. L'étude a été menée de 30 keV à 4 MeV. Les erreurs relatives  $s_5$  (en %) sur la détermination de E ont été calculées selon l'équation 2.21.

$$s_5 = \frac{E_{pt} - E_{org}}{E_{org}} \cdot 100 \quad (2.21)$$

L'étude a été effectuée à la fois selon les facteurs de pondération du tissu de la publication 60 de la CIPR (l'erreur relative sera alors notée  $(s_5)_{CIPR60}$ ) et selon les  $w_T$  des nouvelles recommandations ( $(s_5)_{newrec}$ ). Les résultats sont regroupés dans le tableau 2.14.

TAB. 2.14 – Erreur relative  $(s_5)_{CIPR60}$  (tableau de gauche) et  $(s_5)_{newrec}$  (tableau de droite) en configuration standard d'irradiation AP, PA, RLAT et LLAT de 30 keV à 4 MeV.

Energie (MeV)	Erreur relative sur la dose efficace E (%)				Energie (MeV)	Erreur relative sur la dose efficace E (%)			
	AP	PA	RLAT	LLAT		AP	PA	RLAT	LLAT
0,03	-14,0	-33,2	-26,7	-24,8	0,03	-17,8	-31,7	-27,0	-25,2
0,04	-6,1	-13,9	-12,9	-9,1	0,04	-7,8	-13,8	-13,8	-9,5
0,05	-3,4	-8,3	-7,0	-5,3	0,05	-4,7	-7,8	-7,1	-5,9
0,1	-2,5	-2,2	-3,1	-2,0	0,1	-2,9	-2,0	-4,1	-2,1
0,5	-2,2	-0,3	-3,6	-1,6	0,5	-2,7	-0,6	-2,0	-3,9
1	-1,7	-0,5	-3,4	-3,3	1	-2,0	-0,6	-4,0	-3,7
4	-1,7	-1,0	-2,5	-1,6	4	-1,3	-0,7	-2,6	-2,0

A 30 keV, comme on pouvait s'y attendre vue l'analyse des doses absorbées aux organes, les erreurs relatives sur l'évaluation de E sont comprises principalement entre -15 % et -30 % en irradiations AP, RLAT et LLAT, et sont au-delà des 30 % en PA (-32 % lorsque E est calculée selon les valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR et -31 % lorsque E est calculée selon les valeurs de  $w_T$  des nouvelles recommandations). Par contre, à 40 keV, toutes les erreurs relatives sont comprises entre 0 et -15 %, à 50 keV, entre -3 et -8 % et entre 0 et -4 % au-delà. Les positions déterminées permettent donc une estimation satisfaisante de la dose efficace en configurations standard d'irradiation. Toutefois, il a paru intéressant d'étudier pourquoi, quelque soit l'énergie et quelque soit la configuration d'irradiation, l'estimation de la dose efficace à partir des sphères de

détection était systématiquement sous-évaluée. L'analyse n'a été effectuée que pour les valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR.

L'équation 2.21 peut s'écrire, selon la définition de la dose efficace, sous la forme :

$$s_6 = \frac{\sum_T w_T \cdot (D_{ptT} - D_{orgT})}{E_{org}} \cdot 100 \quad (2.22)$$

où  $D_{ptT}$  est la dose absorbée dans la sphère de détection de l'organe ou tissu T et  $D_{orgT}$  est la dose absorbée dans un organe ou tissu T. Ainsi, le calcul du rapport  $w_T \cdot (D_{ptT} - D_{orgT}) / E_{org}$  pour chaque organe a permis de quantifier la contribution des différences de mesure de dose absorbée à l'erreur relative de la dose efficace. Les résultats sont présentés dans le tableau 2.15 pour les 4 configurations d'irradiation standard à 100 keV.

TAB. 2.15 – Calcul de  $w_T \cdot ((D_{ptT} - D_{orgT}) / E_{org})$  (en %) pour chaque organe en irradiation AP, PA, RLAT et LLAT à 100 keV.

Organes	$w_T \cdot ((D_{ptT} - D_{orgT}) / E_{org})$ (%)			
	AP	PA	RLAT	LLAT
<b>Côlon</b>	-0,5	0,0	-0,3	0,5
<b>Estomac</b>	-0,1	0,0	0,1	-0,2
<b>Foie</b>	-0,4	0,2	-0,6	-0,2
<b>Gonades</b>	-0,2	0,5	0,3	-0,4
<b>Moelle rouge</b>	0,0	-0,1	0,7	0,6
<b>Œsophage</b>	-0,5	0,2	0,4	0,0
<b>Peau</b>	-0,8	-1,0	-1,6	-1,3
<b>Poitrine</b>	-0,3	0,5	-0,6	-0,5
<b>Poumon</b>	0,7	-1,7	-0,3	0,7
<b>Reste</b>	0,0	-0,2	0,1	-0,1
<b>Surface des os</b>	0,0	0,0	0,1	0,1
<b>Thyroïde</b>	-0,7	-0,3	-1,5	-0,9
<b>Vessie</b>	0,3	-0,4	0,0	-0,1

On peut alors constater que les contributions à l'erreur relative sont très faibles quelque soit l'organe considéré. Les sous-estimations et surestimations sont comprises entre -2 % et 1 %. Pour cette énergie, la sous-estimation de la dose efficace n'est pas causée par une forte sous-estimation de la dose équivalente à un organe en particulier. Il s'agit simplement d'une tendance globale à la sous-estimation des doses absorbées aux organes. C'est cette même tendance qui se retrouve pour toutes les erreurs relatives sur E comprises entre 50 keV et 4 MeV. En dessous de 50 keV, certains organes sont fortement sous-évalués et contribuent à l'essentiel de la sous-estimation de E. Dans le cas des basses énergies, le champ incident étant peu pénétrant, les positions de détection qui sont en général situés proche du centre de l'organe, reçoivent trop peu de rayonnements du fait de l'absorption de ceux-ci dans les organes. Cet effet semble présent à toutes les énergies mais est négligeable au-delà de 40 keV.

Ainsi, de 40 keV à 4 MeV, l'évaluation de E par le fantôme anthropomorphe et les 106 sphères de détection est satisfaisante pour les 4 configurations standard d'irradiation. En-dessous de 40 keV, il devient difficile d'estimer E avec un seul point de détection dans les organes. L'erreur relative sur E à 30 keV est alors comprise entre 0 et - 30 %.

### 2.3.2.3 Précision de la détermination des doses absorbées aux organes et de la dose efficace pour des champs d'irradiation inhomogène

Afin d'évaluer la robustesse de l'estimation, des champs d'irradiation inhomogène ont été modélisés à partir de sources ponctuelles. Ces sources ont été positionnées à 40 cm de distance du tronc et à 10 cm du sol, puis à 125 cm du sol (au niveau des bras d'un travailleur), et enfin à 170 cm (au niveau de la tête) (figure 2.16). Les traces sur la figure 2.16 ont été obtenues à partir de la programmation de la carte "PTRAC" dans le fichier d'entrée MCNPX.

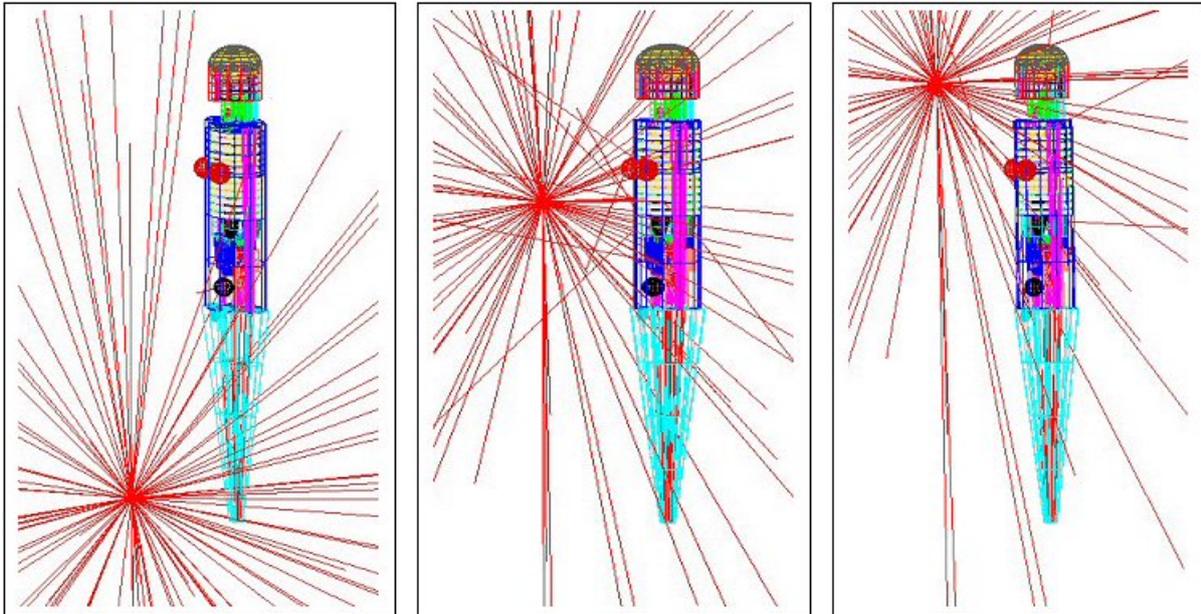


FIG. 2.16 – Positions des sources ponctuelles simulées avec les 100 premières traces des photons visualisés.

Pour chaque hauteur de la source, trois énergies ont été programmées : 0,06 MeV (afin de simuler une source ponctuelle d'américium 241), 0,1 MeV (afin de simuler une source ponctuelle de technétium 99m) et 0,7 MeV (afin de simuler une source ponctuelle de césium 137). L'estimation des doses absorbées aux organes et de la dose efficace ont été évaluées à partir de notre modèle de fantôme mathématique et des positions de détection déterminées en configurations standard d'irradiation (figure 2.18). L'estimation de la dose efficace par la grandeur opérationnelle  $H_p(10)$  a ensuite été évaluée en remplaçant le fantôme anthropomorphe par les plaques équivalents tissus. Ainsi, l'estimation de E fournie par le fantôme et les 106 positions a été comparée à l'estimation

fournie par  $H_p(10)$ .

### Précision de la détermination des doses absorbées aux organes

Les doses absorbées déterminées à partir des sphères de détection ont été comparées aux doses absorbées moyennées à l'organe. Les erreurs relatives sur l'estimation des doses absorbées au squelette et aux organes, calculées selon l'équation 2.20, ont été présentées respectivement dans le tableau 2.16 et 2.17. Le même système de couleur que celui utilisé pour les erreurs relatives des doses absorbées en configurations standard a été utilisé :

- les valeurs sous fond blanc sont comprises entre 0 et  $\pm 15$  %,
- les valeurs sous fond bleu sont comprises entre  $\pm 16$  et  $\pm 30$  %,
- les valeurs sous fond jaune ont une erreur relative en valeur absolue supérieure à 30 %.

1) Pour le squelette :

TAB. 2.16 – Erreur relative (en %) des doses absorbées au squelette en configurations d'irradiation inhomogène.

Os du squelette	0,06 MeV			0,1 MeV			0,7 MeV		
	Source basse	Source milieu	Source haute	Source basse	Source milieu	Source haute	Source basse	Source milieu	Source haute
Clavicules	-36	12	6	-26	6	2	-13	7	2
Colonne vertébrale	14	0	-14	27	7	-14	29	14	-12
Côtes	-47	-38	-24	-35	-29	-17	-11	-24	-10
Crâne	-75	-40	-37	-63	-28	-28	-37	-14	-15
Omoplates	-7	15	8	-2	12	9	-2	5	9
Os de bras	-6	-10	-25	2	-4	-17	3	-9	-17
Os des jambes	-7	-45	-44	-2	-34	-34	1	-22	-19
Pelvis	-41	5	0	-32	12	7	-22	12	10
Moelle rouge	-14	-20	-27	-10	-7	-20	-6	-2	-13
Squelette	-7	-28	-6	-3	-21	3	1	-17	11

D'après le tableau 2.16, on peut constater que l'estimation de la dose absorbée au crâne est la plus critique. A la plus basse énergie, quelque soit la position de la source, la dose absorbée au crâne est évaluée avec un écart supérieur à 30 %. A 100 keV et 700 keV, l'erreur reste supérieure à 30 % lorsque la source est en position basse. Ces écarts sont principalement dus à la forme complexe du crâne et au fait qu'il s'agisse de l'os le plus éloigné de la source lorsque celle-ci se situe au niveau du sol. Des erreurs supérieures à 30 % sont aussi constatées, à 60 keV et 100 keV, pour les os des jambes, les clavicules (uniquement à 60 keV lorsque la source est en position basse), le pelvis et les

côtes. Pour les autres os du squelette, les positions de détection déterminées permettent d'estimer, en général, les doses absorbées avec un écart inférieur à 15 %.

Concernant le squelette dans sa globalité, l'erreur relative sur la dose absorbée est inférieure à  $\pm 30$  %, quelque soit l'énergie, lorsque la source est au niveau de la poitrine du fantôme et à  $\pm 15$  % lorsque la source est en positions basse et haute. La dose à la moelle rouge est également bien évaluée avec une erreur relative inférieure à  $\pm 15$  % à 700 keV quelque soit la position de la source, à 100 keV lorsque la source est en position basse et médiane et à 60 keV lorsque la source est en position basse.

2) Pour les organes autres que le squelette :

TAB. 2.17 – Erreur relative (en %) des doses absorbées aux organes en configurations d'irradiation inhomogène.

Organes	0,06 MeV			0,1 MeV			0,7 MeV		
	Source basse	Source milieu	Source haute	Source basse	Source milieu	Source haute	Source basse	Source milieu	Source haute
<b>Cerveau</b>	-16	-10	7	-17	-11	5	-19	-17	2
<b>Côlon</b>	20	-10	-14	26	-9	-12	19	-7	-9
<b>Estomac</b>	-7	-10	-10	-7	-8	-9	-4	-6	-9
<b>Foie</b>	-43	-19	35	-41	-13	33	-31	-13	33
<b>Gonades</b>	-5	0	7	-4	-1	2	-2	-4	3
<b>Oesophage</b>	-42	-29	-12	-31	-25	-8	-37	-16	-3
<b>Poumons</b>	2	-23	21	6	-22	19	20	-18	16
<b>Reins</b>	-2	2	-9	3	1	-7	-1	-1	-5
<b>Reste CIPR 60</b>	-4	-9	-2	-8	-8	-3	-7	-6	-2
<b>Reste moelle rec</b>	-14	-6	-6	-11	-5	-5	-10	-4	-4
<b>Seins</b>	-5	12	-29	-5	11	-26	-6	11	-20
<b>Thyroïde</b>	-2	12	2	-8	9	1	-9	3	-2
<b>Vessie</b>	2	4	6	2	5	0	0	1	-10

D'après le tableau 2.17, les doses absorbées au foie et à l'oesophage sont les doses les moins bien évaluées à partir des sphères de détection avec des erreurs relatives au-delà de  $\pm 30$  %, quelque soit l'énergie, lorsque la source est en position basse et haute pour le foie et lorsqu'elle est en position basse pour l'oesophage. Pour les autres organes, excepté pour les poumons et le cerveau où les erreurs relatives sont en général comprises entre  $\pm 16$  % et  $\pm 30$  %, l'erreur relative sur la dose absorbée est généralement inférieure à  $\pm 15$  %. La détermination des doses absorbées aux organes à partir des sphères de détection est donc satisfaisante.

## Précision de la détermination de E

### 1) A partir du fantôme instrumenté :

Les rapports entre la dose efficace déterminée à partir des positions de détection  $E_{pt}$  et la dose efficace déterminée à partir des doses absorbées moyennées aux organes  $E_{org}$  ont été calculés selon les valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR et selon les nouvelles recommandations. Les résultats sont regroupés dans le tableau 2.18.

TAB. 2.18 – Rapports  $(E_{pt}/E_{org})_{CIPR60}$  (tableau de gauche) et  $(E_{pt}/E_{org})_{newrec}$  (tableau de droite) pour trois configurations d'irradiations inhomogènes.

Energie photon (MeV)	Source à 10 cm du sol	Source à 125 cm du sol	Source à 170 cm du sol	Energie photon (MeV)	Source à 10 cm du sol	Source à 125 cm du sol	Source à 170 cm du sol
0,06	0,90	0,91	0,97	0,06	0,86	0,94	0,94
0,1	0,92	0,92	0,97	0,1	0,90	0,95	0,94
0,7	0,93	0,94	0,97	0,7	0,91	0,96	0,95

Ainsi, excepté à 60 keV lorsque la source est en position basse et lorsque E est calculée en fonction des valeurs de  $w_T$  des nouvelles recommandations de la CIPR, la dose efficace calculée à partir des positions de détection est égale à la dose efficace calculée à partir des doses absorbées moyennées aux organes à 10 % près, quelque soit la configuration d'irradiation et l'énergie incidente parmi celles étudiées. Les erreurs commises principalement sur les doses absorbées au foie et à l'oesophage n'ont pas beaucoup d'influence sur l'estimation finale de E vue la faible valeur de  $w_T$  pour ces organes.

### 2) A partir de l'équivalent de dose individuel :

Afin de quantifier les écarts entre  $H_p(10)$  et E dans des configurations d'irradiation inhomogène, l'équivalent de dose individuel a été calculé pour chaque configuration et chaque énergie. Pour ce faire, les plaques équivalent tissu CIUR ont été positionnés à 40 cm de distance de la source et à hauteur du tronc de telle sorte que le centre de la cellule cylindrique dans laquelle est calculée  $H_p$  se trouve à 140 cm de hauteur (hauteur équivalente environ à la hauteur du port d'un dosimètre chez le travailleur).

Les rapports entre l'équivalent de dose individuel et la dose efficace, qui a été calculée selon les valeurs de  $w_T$  respectivement de la publication 60 de la CIPR (notée  $E_{CIPR60}$ ) et des nouvelles recommandations de la CIPR (notée  $E_{newrec}$ ) sont présentés dans le tableau 2.19.

A partir du calcul de E tel que défini dans la réglementation française (publication 60 de la CIPR), lorsqu'une source ponctuelle se situe environ au niveau des pieds du travailleur, la dose

TAB. 2.19 – Rapports  $H_p/E_{CIPR60}$  (tableau de gauche) et  $H_p/E_{newrec}$  (tableau de droite) pour 3 configurations d'irradiation inhomogène.

Energie photon (MeV)	Source à 10 cm du sol	Source à 125 cm du sol	Source à 170 cm du sol	Energie photon (MeV)	Source à 10 cm du sol	Source à 125 cm du sol	Source à 170 cm du sol
0,06	0,25	2,02	5,16	0,06	0,43	1,73	4,26
0,1	0,26	1,75	4,38	0,1	0,43	1,52	3,66
0,7	0,28	1,57	3,55	0,7	0,41	1,36	3,01

efficace est sous-estimée d'un facteur 4 par la grandeur opérationnelle  $H_p$ . Lorsque la source est en face du dosimètre porté, E est surestimée d'un facteur 2 à 1,5 selon l'énergie incidente et lorsque la source est placée au niveau de la tête du travailleur, elle est surestimée d'un facteur 5 à 3,5. La dose efficace calculée en suivant les nouvelles recommandations de la CIPR est un peu mieux évaluée dans ces configurations d'irradiation inhomogène. Ceci est principalement dû au fait que dans les nouvelles recommandations, les valeurs du facteur de pondération  $w_T$  sont mieux réparties entre les organes. Le poids affecté aux gonades est beaucoup plus faible et ainsi, la valeur de E ne dépend pas principalement des valeurs de dose absorbée à 3 ou 4 organes. Toutefois, même avec les nouvelles recommandations, les sous ou surestimations varient d'un facteur 1,4 à 4. Dans ces configurations, la grandeur opérationnelle ne s'avère pas très adaptée pour estimer à elle seule la dose efficace reçue par le travailleur.

Si on compare l'évaluation de E déterminée à partir du fantôme anthropomorphe et des positions de détection avec l'estimation de E déterminée à partir de la grandeur opérationnelle  $H_p$ , on met clairement en évidence que le fantôme anthropomorphe équipé de détecteurs est nettement plus adapté à l'évaluation de E dans des postes de travail où le champ d'irradiation n'est pas un champ standard.

## 2.4 Conclusion

Cette étude a donc permis de déterminer 106 positions de détection dans le fantôme anthropomorphe. En configurations standard d'irradiation, les doses absorbées aux organes ont été évaluées de 0,04 MeV à 0,1 MeV avec une erreur relative de  $\pm 30\%$  et de 0,1 MeV à 4 MeV avec une erreur relative de  $\pm 15\%$ . La dose efficace, elle, a été estimée entre 0 et -10 % de 0,04 MeV à 4 MeV. Pour les configurations d'irradiations inhomogènes modélisées, les erreurs relatives au niveau des doses absorbées aux organes ont été de  $\pm 30\%$ , à l'exception des doses absorbées aux côtes, au crâne, aux os des jambes, au foie et à l'oesophage où des écarts plus importants ont été constatés. Par contre, là encore, la dose efficace a été estimée avec une erreur relative inférieure à 10 %. Ces calculs, effectués pour des configurations d'irradiation inhomogène, ont mis clairement en évidence la plus-

value potentielle d'un mannequin anthropomorphe destiné à la détermination de E. En effet, on a montré que lorsque la source est ponctuelle, l'équivalent de dose individuel, introduit pour estimer la dose efficace, fournissait des sous ou surestimations de E d'un facteur 1,5 à 5 alors que dans les mêmes configurations d'irradiation, le fantôme anthropomorphe avec les 106 positions de détection estimait E à  $\pm 10\%$ . Le fantôme anthropomorphe équipé de détecteurs, en comparaison avec le dosimètre porté à la poitrine d'un travailleur, doit donc permettre d'obtenir une bien meilleure estimation de la dose efficace pour des champs d'irradiations représentatifs de ceux rencontrés aux postes de travail.

Toutefois, si l'étude effectuée a permis de déterminer les 106 positions de détection les plus adaptées pour avoir une assez bonne détermination de la dose à chaque organe important et une bonne détermination de la dose efficace, d'un point de vue opérationnel, il est fortement souhaitable de réduire le nombre de détecteurs. Cette diminution ne devra pas dégrader de manière inacceptable l'évaluation de la dose efficace. L'objectif est de réduire le nombre de détecteurs à une trentaine sachant qu'un ou des détecteurs supplémentaires pourront toujours être positionnés au cas par cas sur une ou des positions parmi les 106 déjà déterminées si l'on souhaite connaître avec plus de précision la dose sur certains organes. Ce travail d'optimisation fait l'objet du chapitre III.

## Chapitre 3

# Optimisation du nombre de positions de détection et validation du mannequin

Le chapitre précédent a montré qu'à partir de mesures ponctuelles de doses absorbées aux organes, la dose efficace est évaluée avec un écart relatif maximum de  $\pm 15\%$  de 40 keV à 4 MeV dans les configurations d'irradiation standard ou dans des configurations où la source d'irradiation est ponctuelle. Ces résultats ont été obtenus à partir des 106 positions de détections déterminées. Or, pour des raisons pratiques, il est fortement souhaitable de réduire le nombre de détecteurs, l'objectif étant qu'il soit inférieur à 30. Cependant, malgré la réduction du nombre de détecteurs, l'écart relatif attendu sur la dose efficace doit rester acceptable.

La première partie de ce chapitre présente la méthode utilisée pour diminuer le nombre de positions de détections ainsi que les positions retenues. Puis, comme au chapitre précédent, la dose efficace "vraie" est comparée à la dose efficace évaluée à partir des sphères de détection pour les configurations d'irradiation standard et pour les configurations où la source d'irradiation est ponctuelle. Enfin, la dernière partie de ce chapitre présente l'évaluation de la dose efficace par l'instrument de mesure modélisé pour deux exemples de champs typiques de ceux rencontrés à des postes de travail.

## 3.1 Méthode d'optimisation et de validation

### 3.1.1 Méthode de réduction du nombre de positions de détection

La dose efficace est la somme des doses absorbées moyennées aux organes, pondérée par les facteurs  $w_T$  et  $w_R$ . Pour des champs d'irradiation photoniques,  $w_R$  est égal à 1 quelque soit l'énergie incidente du champ d'irradiation. La dose efficace ne dépend donc que du facteur de pondération tissu  $w_T$  et des doses absorbées moyennées aux organes. Le calcul, sur l'ensemble de la gamme en énergie étudiée et pour chaque configuration d'irradiation, des rapports de  $w_T \times D_T$  sur la valeur de la dose efficace  $E$  correspondante permet d'évaluer les organes qui contribuent le plus à la dose efficace et d'étudier les variations de la contribution des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie incidente et de la configuration d'irradiation. Cette étude a été effectuée, dans le rapport 57 de la CIUR, pour la configuration d'irradiation AP et pour 2 énergies incidentes : 20 keV et 200 keV. Les résultats ne couvrent qu'une partie de notre domaine d'étude, tant du point de vue de l'énergie incidente que des configurations d'irradiation. C'est pourquoi nous avons repris et complété cette analyse.

Une fois les contributions de chacun des organes déterminées pour les différentes configurations d'irradiation et les différentes énergies, la méthode a pour objectif d'évaluer l'erreur effectuée si la dose absorbée à un organe est négligée. Ainsi, la dose absorbée multipliée par le facteur pondération tissu correspondant de chacun des organes a été sommée organe après organe par ordre

décroissant de la contribution à la dose efficace. Au fur et à mesure de la sommation, on calcule à quel pourcentage de la dose efficace totale les organes sommés contribuent. Le schéma de la figure 3.1 donne une représentation des résultats obtenus à partir de la méthode décrite ci-dessous pour une énergie et une configuration données.

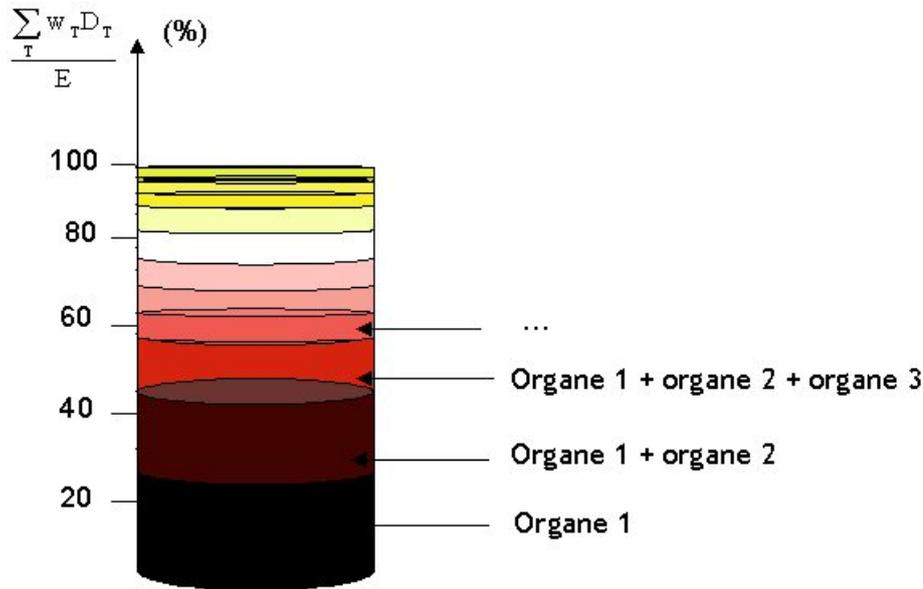


FIG. 3.1 – Représentation schématique des résultats obtenus à partir de la méthode décrite pour une configuration d'irradiation et une énergie donnée.

Les organes dont les doses absorbées contribuent le moins à la dose efficace peuvent ainsi être identifiés. Dans la mesure où certains organes contribuent peu à la dose efficace et nécessitent l'utilisation d'un nombre important de détecteurs, l'idée retenue a été de ne pas mesurer les doses déposées sur ces organes et de re-normaliser les facteurs de pondération  $w_T$  des autres organes. La prise en compte des organes contribuant pour environ 90 % à la dose efficace nous semble raisonnable si on veut conserver une estimation correcte de  $E$ . L'étude a été menée sur l'ensemble de la gamme en énergie étudiée (de la dizaine de keV à 4 MeV) en fonction des deux groupes de valeurs du facteur de pondération tissu définies dans la publication 60 et dans les nouvelles recommandations de la CIPR.

### 3.1.2 Méthode de validation du fantôme instrumenté optimisé

Une fois le nombre de positions de détection diminué, le fantôme instrumenté modélisé a été irradié en premier lieu en configurations standard AP, PA, RLAT et LLAT (figure 2.3) puis dans des champs d'irradiation où la source est ponctuelle, positionnée à 40 cm de distance du tronc et respectivement à 10 cm, 125 cm et 170 cm du sol (figure 2.16). Pour chaque configuration, la dose efficace déterminée à partir des doses absorbées mesurées avec les sphères de détection a été

comparée à la dose efficace calculée à partir des doses absorbées moyennées aux organes du fantôme.

Le fantôme mathématique a été ensuite confronté à deux exemples de champs d'irradiation typiques de champs rencontrés aux postes de travail. Le premier simule un travailleur dans une zone de stockage de fûts de déchets radioactifs. Deux empilements de 4 fûts ont été modélisés devant et derrière le travailleur à 2 m de distance. Le champ d'irradiation est isotrope. Chaque fût est un cylindre de 50 cm de rayon et de 90 cm de hauteur, constitué d'une enveloppe en acier, puis de mortier de blocage, puis d'une autre enveloppe en acier entourant la matrice déchet. Le mortier de blocage est formé essentiellement de béton. La matrice déchet contient principalement des actinides avec de l'américium, du plutonium et du curium et des métaux avec en majorité du césium. L'activité totale de la matrice déchet est de 154 GBq et l'énergie moyenne sortant du fût est de 400 keV. La figure 3.2 schématise la géométrie modélisée. Les volumes en jaune représentent les matrices déchets des fûts et les volumes en rouge représentent le blindage.

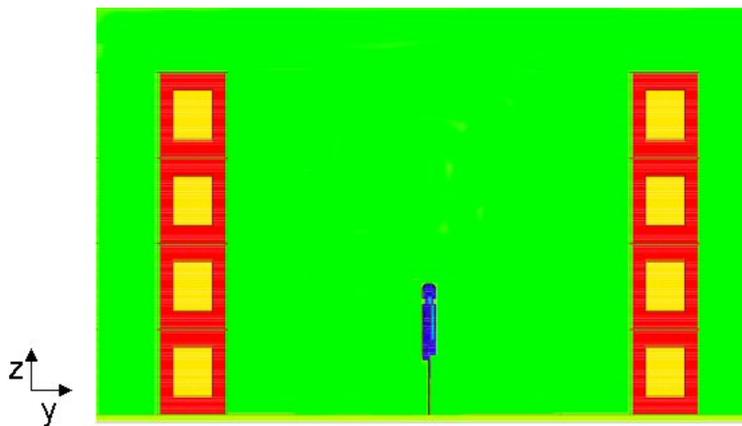


FIG. 3.2 – Schéma de la géométrie d'entrée modélisée représentant un travailleur placé à mi-distance de deux empilements de 4 fûts.

Le deuxième poste étudié modélise un travailleur devant une boîte à gants qui correspond à un parallélépipède de 200 cm x 100 cm x 100 cm constitué d'une paroi de 3,6 cm d'épaisseur en verre plombé. Deux ronds de gants de 20 cm de diamètre ont été simulés à 130 cm de hauteur du sol. Il s'agit en fait de deux cylindres remplis d'air. Le fantôme instrumenté a été placé à 10 cm de la boîte à gants. La source a été simulée par une couche fine (0,5 cm) de poussière d'américium présente sur le fond de la boîte à gants. Ainsi, le rayonnement diffuse dans la boîte et sort par les ronds de gants. La géométrie modélisée est représentée par la figure 3.3. Alors que la première modélisation de poste de travail simule un champ presque isotropique irradiant complètement le fantôme, la modélisation de la boîte à gants permet de simuler un poste où le fantôme ne reçoit pas la même fluence et la même énergie sur tout le corps.

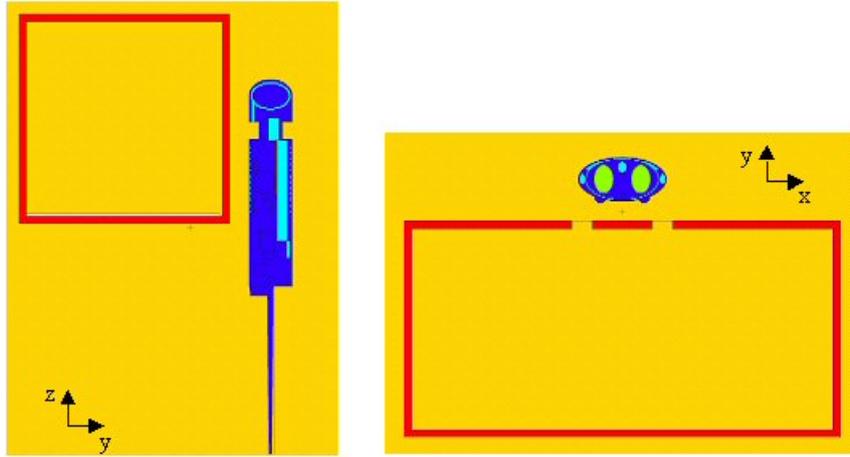


FIG. 3.3 – Schéma de la géométrie d'entrée modélisée représentant un travailleur placé devant une boîte à gants.

Pour chaque poste de travail, l'équivalent de dose individuel  $H_p$  qui est, pour rappel, la grandeur mesurée par le dosimètre porté à la poitrine du travailleur, a été calculé en plaçant le centre de la cellule cylindrique, situé à 1 cm de profondeur dans les plaques équivalent tissu CIUR (§2.2.3), à 140 cm de hauteur (hauteur considérée être la hauteur moyenne du port d'un dosimètre chez le travailleur) et respectivement, à 180 cm de distance (en  $y$ ) de l'empilement de fûts situé en face du fantôme et à 10 cm de distance (en  $y$ ) de la boîte à gants. La dose efficace de référence, c'est-à-dire la dose efficace calculée à partir des doses absorbées moyennées aux organes du fantôme, a alors été comparée à l'évaluation de la dose efficace calculée soit à partir des sphères de détection du fantôme mathématique soit à partir de l'équivalent de dose individuel. Ainsi, l'écart entre l'évaluation de la dose efficace obtenue à l'aide du fantôme instrumenté et celle obtenue par un dosimètre individuel a pu être déterminée.

Tous les résultats ont été obtenus avec une erreur statistique inférieure à 5 %. Pour ce faire, des techniques de réduction de variance ont été utilisées : l'importance des cellules d'intérêt a été augmentée (utilisation de la carte "IMP" de MCNPX) et, dans ces même cellules, les collisions ont été forcées (utilisation de la carte "FCL").

## 3.2 Résultats

Dans un premier temps, les résultats de l'étude des contributions des doses aux organes à la dose efficace destinée à diminuer le nombre de positions de détection tout en gardant une estimation raisonnable de  $E$  sont présentés. Puis, l'évaluation de la dose efficace à partir du nombre réduit de positions de détection est étudiée pour des champs standard d'irradiation et des sources ponctuelles.

Le fantôme instrumenté est ensuite confronté à deux exemples de champs typiques de champs rencontrés à des postes de travail.

### 3.2.1 Réduction du nombre de positions de détection

L'étude est effectuée en fonction des deux groupes de valeurs des  $w_T$ . Les figures correspondant à l'étude effectuée selon les nouvelles recommandations, vues leur similarité avec celles réalisées selon les valeurs de la publication 60 de la CIPR, sont présentées en annexe D. De même, seules les figures en configuration AP sont présentées dans le paragraphe suivant. Les figures dans les trois autres configurations d'irradiation sont insérées en annexe D.

#### 3.2.1.1 Etude en fonction des $w_T$ définies dans la publication 60 de la CIPR

Les figures 3.4 et D.1, D.2 de l'annexe D montrent la contribution de chacun des organes à la dose efficace pour des énergies allant de 10 keV à 4 MeV pour les configurations standard d'irradiation respectives AP, PA, RLAT et LLAT. Les valeurs de doses absorbées calculées sont représentées par des symboles de différentes couleurs en fonction de l'organe concerné. Afin de faciliter la lecture, les erreurs statistiques, toutes inférieures à 5 %, ne sont pas représentées sur le graphique. Les points sont reliés entre eux par des courbes lissées. On peut alors constater que, quelque soit la configuration d'irradiation, la contribution relative de chacun des organes à la dose efficace est constante d'environ 100 keV à 4 MeV et que les organes contribuant le plus à la dose efficace sont les gonades, la vessie, la moelle rouge, le côlon et l'estomac.

L'étude de la contribution des organes à la dose efficace en-dessous de 100 keV nécessite d'utiliser une échelle en énergie de l'axe des abscisses des graphiques plus fine. A partir de la figure 3.5 et des figures D.3 et D.4 de l'annexe D, quelque soit la configuration d'irradiation, on peut distinguer trois plages en énergie où la contribution des organes à la dose efficace se répartit différemment :

1. de 10 keV à 30 keV, seuls les organes situés à l'entrée du faisceau incident contribuent à la dose efficace. Pour l'irradiation AP, il s'agit des gonades, de la peau, de la poitrine et de la thyroïde. Pour l'irradiation PA, ce sont les poumons, la peau et la moelle rouge. Enfin, pour les irradiations RLAT et LLAT, il s'agit de la peau, la poitrine et la thyroïde.
2. de 30 keV à 50 keV, la contribution à E des organes superficiels diminue alors que celle des organes en profondeur augmente. Cela correspond à une sorte de "zone de transition".
3. à partir de 50 keV, la contribution des organes à E se stabilise et rejoint celle observée à partir des figures D.1 et D.2.

Les contributions relatives des organes étant constantes de 50 keV à 4 MeV, le choix est fait de se fixer sur cette gamme en énergie pour étudier l'impact de la non prise en compte de certains

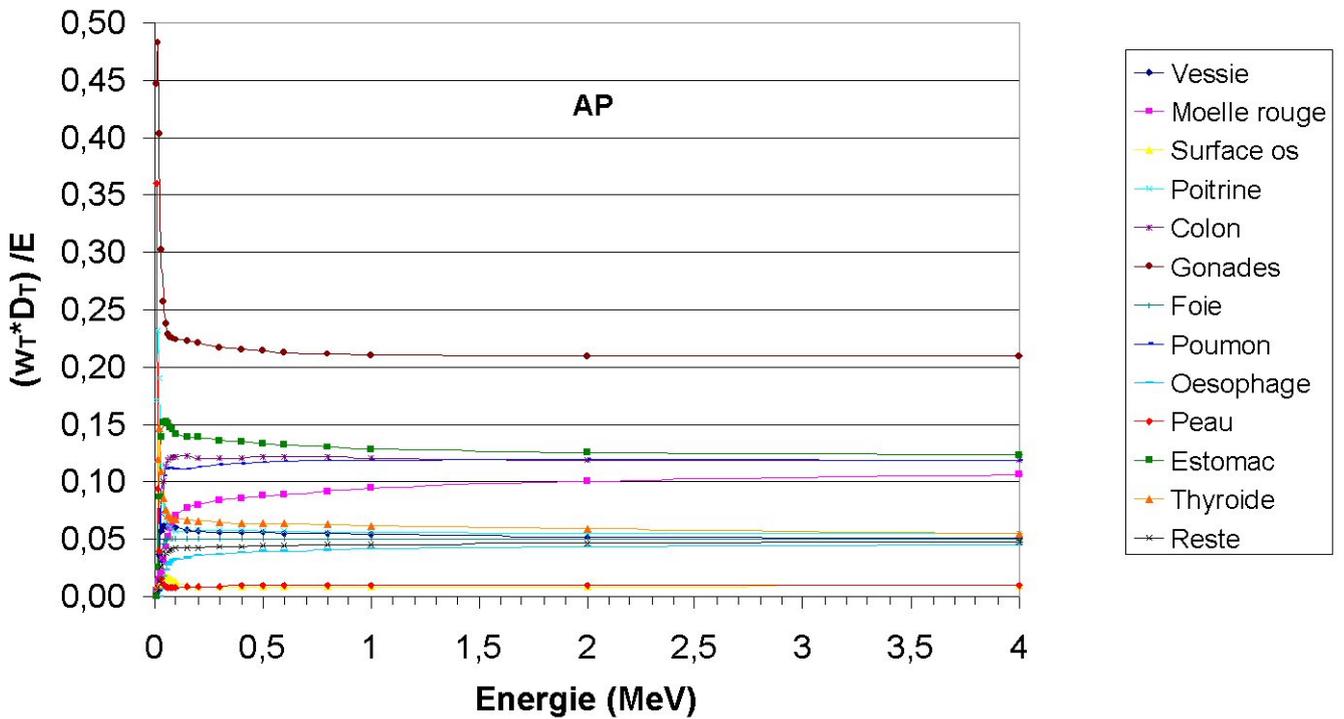


FIG. 3.4 – Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 4 MeV pour la configuration d'irradiation AP.

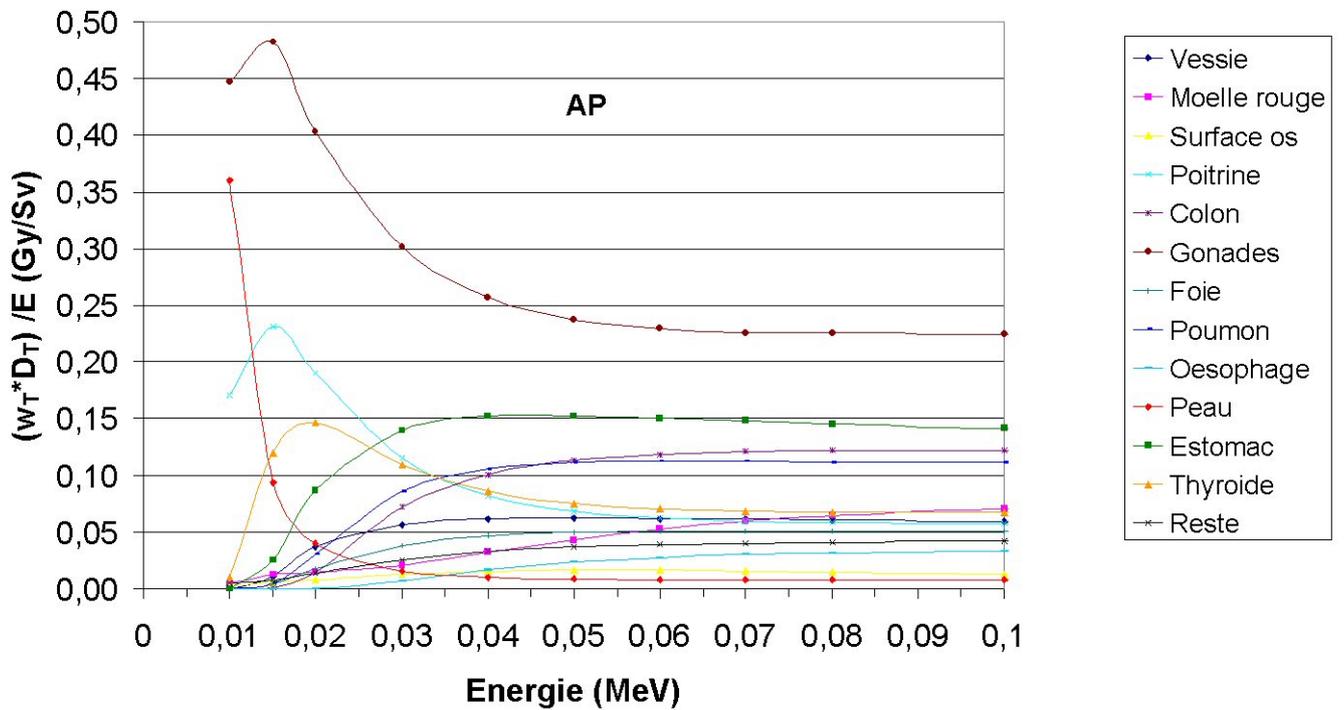


FIG. 3.5 – Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 0,1 MeV en configuration d'irradiation AP.

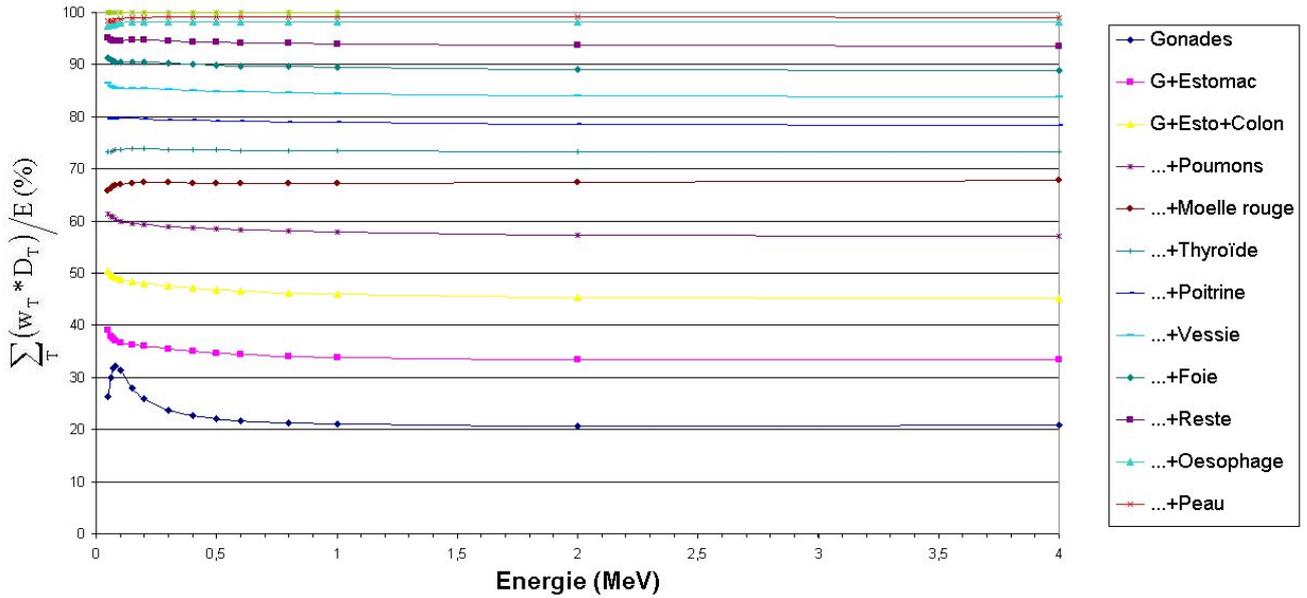


FIG. 3.6 – Calcul du pourcentage d'évaluation de la dose efficace en fonction de l'énergie de 50 keV à 4 MeV en configuration d'irradiation AP.

organes dans le calcul de  $E$  (ceux afin de choisir les détecteurs à supprimer). L'évaluation de la dose efficace pour les différents cas d'étude définis avec le nombre diminué de détecteurs sera par la suite comparée à la dose efficace "vraie" pour toutes les énergies (de 30 keV à 4 MeV). La figure 3.6 et les figures D.5 et D.6 de l'annexe D représentent le rapport de la somme des doses équivalentes sur la dose efficace en fonction de l'énergie de 50 keV à 4 MeV pour les configurations standard d'irradiation. Les doses équivalentes sont sommées, l'une après l'autre, par ordre croissant de la contribution des organes à la dose efficace. On peut alors constater que, quelque soit la configuration d'irradiation, la dose absorbée à la surface des os et à la peau contribue à moins de 1 % à la valeur totale de la dose efficace sur l'ensemble de la gamme en énergie étudiée. De plus, dans les 4 configurations standard d'irradiation, si les doses absorbées au "Reste", à l'oesophage, à la peau et à la surface des os sont négligées, alors la dose efficace est évaluée à 90 % au moins de la valeur de référence de 50 keV à 4 MeV.

Il paraît donc raisonnable de ne pas évaluer la dose absorbée à ces organes qui mobilisent un nombre important de détecteurs. Toutefois, si l'évaluation de la dose équivalente à la surface des os peut être négligée, la dose équivalente à la moelle rouge doit être mesurée puisqu'elle contribue à elle seule de 10 à 15 % à la valeur de la dose efficace. Le choix est alors fait de mesurer la dose absorbée à la moelle uniquement dans les parties du squelette contenant plus de 15 % de la moelle rouge présente dans l'ensemble du corps. En effet, les côtes, la colonne vertébrale et le pelvis contiennent respectivement 19,22 %, 29,86 % et 33,31 % (environ 90 % au total) de la moelle rouge

[66] et contiennent seulement 17 détecteurs sur les 39 positionnées sur l'ensemble du squelette. Afin d'optimiser au maximum le nombre de positions de détection, le choix est également fait de ne mesurer la dose absorbée aux côtes qu'à partir de la moyenne des énergies déposées dans les 4 sphères de détection situées sur la septième côte (figure 2.13). Dans le calcul de la dose absorbée à la moelle rouge, les contributions de moelle sont renormalisées pour ramener le total à 100 % de la moelle. De même, ne mesurant pas la dose absorbée sur certains organes, les facteurs de pondération  $w_T$  des organes faisant l'objet de mesure sont renormalisés pour que leur somme soit égale à 1. Les nouvelles valeurs sont présentées dans le tableau 3.1. Les organes sous fond vert clair sont ceux pour lesquelles les doses absorbées ne sont plus estimées. La valeur de  $w_T$  correspondante est donc mise égale à 0.

TAB. 3.1 – Valeurs renormalisées à 1 de  $w_T$  suite à l'approximation effectuée dans le calcul de E par rapport à la publication 60 de la CIPR.

Tissu ou organes	Valeurs de $w_T$ de la publication 60 de la CIPR	Valeurs de $w_T$ renormalisées à 1
Côlon	0,12	0,136
Estomac	0,12	0,136
Foie	0,05	0,057
Gonades	0,2	0,227
Moelle rouge	0,12	0,136
Œsophage	0,05	0
Peau	0,01	0
Poitrine	0,05	0,057
Poumon	0,12	0,136
Reste	0,05	0
Surface des os	0,01	0
Thyroïde	0,05	0,057
Vessie	0,05	0,057

Les nombres de positions de détection retenues pour les différents organes ou tissus du fantôme mathématique sont présentés dans le tableau 3.2. A partir de l'analyse effectuée, le nombre de positions de détection a donc pu être abaissé de 104 à 24 positions.

Par ailleurs, il est intéressant de noter que, pour les énergies de champ inférieures à 30 keV, la seule mesure des doses absorbées à la peau et aux organes proches de la surface d'entrée du champ permet d'évaluer à environ 90 % la dose efficace. Ainsi, par rapport aux positions de détection retenues pour des champs d'énergie supérieure à 30 keV, les détecteurs situés au côlon, à l'estomac,

TAB. 3.2 – Nombre de positions de détection retenues pour les différents organes ou tissu du fantôme mathématique par rapport à la publication 60 de la CIPR.

Tissu ou organes	Nombre de positions de détection avant optimisation	Nombre de positions de détection après optimisation
Côlon	4	4
Estomac	1	1
Foie	1	1
Gonades	3	3
Moelle rouge	39	9
Œsophage	1	0
Peau	0	0
Poitrine	2	2
Poumon	2	2
Reste	49	0
Surface des os	39	0
Thyroïde	1	1
Vessie	1	1

à la vessie et au foie, pourront servir à mesurer la dose absorbée à la peau en les plaçant sur la surface du fantôme.

### 3.2.1.2 Etude en fonction des $w_T$ définies dans les nouvelles recommandations de la CIPR [12]

Dans les nouvelles recommandations de la CIPR, le  $w_T$  affecté aux gonades est diminué de 0,20 à 0,05 et celui affecté à la poitrine est augmenté de 0,05 à 0,12. Les organes du "Reste" sont modifiés et le  $w_T$  correspondant est doublé, passant de 0,05 à 0,10. Enfin, un  $w_T$  de 0,01 est attribué au cerveau, aux reins et aux glandes salivaires. Ces dernières n'étant pas représentées géométriquement dans le fantôme mathématique modélisé, elles ne sont pas prises en compte dans notre étude. Du fait de la faible valeur de  $w_T$  qui leur est affectée, il est logique de penser que la dose absorbée à cet organe peut être négligée au niveau du calcul de E. Les autres changements des valeurs de  $w_T$  entraînent des modifications au niveau de la contribution de la dose absorbée de chaque organe à la dose efficace.

Les organes contribuant le plus à la dose efficace sont, pour les 4 configurations standard, de 100 keV à 4 MeV, la poitrine, la moelle rouge, les poumons, le côlon, le "Reste" et l'estomac (figure D.7 et D.8). En-dessous de 100 keV, on retrouve les trois plages en énergie définies précédemment dans lesquelles les organes contribuant le plus à la dose efficace diffèrent selon l'énergie (figure D.9 et D.10). De 10 keV à 30 keV, les organes superficiels qui contribuent le plus à la dose efficace sont

les mêmes que ceux définis lors de l'étude précédente excepté en irradiation PA où la contribution de la dose absorbée au "Reste" doit être ajoutée à celle de la dose absorbée aux poumons, à la peau et à la moelle rouge.

Comme c'est le cas quand on considère les  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR, la contribution des organes est constante de 50 keV à 4 MeV. L'évaluation de l'erreur effectuée sur la dose efficace, lorsque la contribution à la dose de certains organes est négligée, est donc également réalisée dans cette gamme en énergie. A partir des figures D.11 et D.12, on peut remarquer que les doses absorbées aux reins, au cerveau, à la peau, à la surface des os contribuent seulement à 1 % environ de la valeur totale de E. De plus, si les doses absorbées à l'oesophage et au foie ne sont pas estimées alors la dose efficace est évaluée à environ 90 % quelque soit la configuration d'irradiation. Les doses absorbées à ces organes sont donc négligées. Le facteur de pondération  $w_T$  du foie n'ayant pas été modifié avec les nouvelles recommandations de la CIPR, le choix de négliger la dose absorbée à cet organe est uniquement dû au fait qu'on décide de conserver seulement les organes pour lesquels la somme des doses équivalentes estiment à 90 % la dose efficace. Comme pour l'étude précédente, le nombre de détecteurs nécessaire pour évaluer la dose absorbée à la moelle rouge est limité à 9. Pour le "Reste" qui contribue à présent à environ 10 % dans le calcul de la dose efficace, la décision de ne pas le prendre en compte dans la mesure est plus délicate que précédemment. Cependant, compte-tenu du nombre très important de détecteurs nécessaires (48), le choix est tout de même fait de le négliger.

Comme précédemment, les valeurs des  $w_T$  des organes retenues sont renormalisées à 1 (tableau 3.3). Les nombres de positions de détection pour les différents organes ou tissus sont regroupés dans le tableau 3.4. Les organes sous fond vert clair sont ceux pour lesquels les valeurs de  $w_T$  sont mises à 0 et le nombre de sphère de détection est modifié. Le fantôme ne contient plus que 23 positions de détections (106 positions initialement).

Pour des énergies inférieures à 30 keV, comme pour l'étude précédente, les détecteurs situés dans les organes en profondeur pourront servir à mesurer la dose absorbée à la peau. Toutefois, en irradiation PA, il sera nécessaire d'évaluer l'incertitude effectuée du fait de la non mesure de la dose absorbée au "Reste".

Les estimations de la dose absorbée à la moelle rouge (seul organe où le nombre de position a été modifié) et de la dose efficace sont de nouveau déterminées à partir des configurations standard d'irradiation dans un premier temps, puis à partir des sources d'irradiation inhomogène dans un second temps.

TAB. 3.3 – Valeurs renormalisées à 1 de  $w_T$  tissu suite à l'approximation effectuée dans le calcul de E par rapport aux nouvelles recommandations de la CIPR.

Tissu ou organes	Valeurs de $w_T$ des nouvelles recommandations	Valeurs de $w_T$ renormalisées à 1
Cerveau	0,01	0
Côlon	0,12	0,160
Estomac	0,12	0,160
Foie	0,05	0
Glandes salivaires	0,01	0
Gonades	0,05	0,067
Moelle rouge	0,12	0,160
Œsophage	0,05	0
Peau	0,01	0
Poitrine	0,12	0,160
Poumon	0,12	0,160
Reins	0,01	0
Reste	0,1	0
Surface des os	0,01	0
Thyroïde	0,05	0,067
Vessie	0,05	0,067

TAB. 3.4 – Nombre de positions de détection retenues pour les différents organes ou tissu du fantôme mathématique par rapport aux nouvelles recommandations de la CIPR.

Tissu ou organes	Nombre de positions de détection avant optimisation	Nombre de positions de détection après optimisation
Cerveau	1	0
Côlon	4	4
Estomac	1	1
Foie	1	0
Glandes salivaires	0	0
Gonades	3	3
Moelle rouge	39	9
Œsophage	1	0
Peau	0	0
Poitrine	2	2
Poumon	2	2
Reins	2	0
Reste	48	0
Surface des os	39	0
Thyroïde	1	1
Vessie	1	1

## 3.2.2 Validation du choix des positions de détection retenues après optimisation pour des configurations standard d'irradiation

### 3.2.2.1 Validation au niveau des doses absorbées aux organes

Les doses absorbées aux gonades, au côlon, aux poumons, à l'estomac, à la vessie, à la poitrine, au foie et à la thyroïde sont déterminées avec les erreurs relatives présentées dans le tableau 2.13 du chapitre II puisque les positions de détection pour ces organes n'ont pas été modifiées.

Pour la moelle rouge, par contre, la dose absorbée à certains os est négligée (§3.2.1.1 et 3.2.1.2). De plus, au niveau des côtes, le nombre de détecteurs est réduit. La dose absorbée est donc modifiée. Le tableau 3.5 présente l'erreur relative  $s_4$  sur la dose absorbée à la moelle rouge pour les 4 configurations standard de 30 keV à 4 MeV.

TAB. 3.5 – Erreur relative (en %) sur la dose absorbée à la moelle rouge pour les 4 configurations standard d'irradiation de 30 keV à 4 MeV avant optimisation (noté opt) at après optimisation.

Energie (MeV)	Erreur relative sur la dose à la moelle rouge (%)							
	AP		PA		RLAT		LLAT	
	Avant opt	Après opt	Avant opt	Après opt	Avant opt	Après opt	Avant opt	Après opt
0,03	-40	-43	-41	-42	24	-4	22	-6
0,04	-19	-23	-21	-24	12	-3	12	-3
0,05	-9	-12	-11	-8	9	1	7	0
0,1	0	1	-1	1	5	2	5	2
1	5	2	1	2	-2	-4	-2	-3

En configuration AP et PA, l'erreur relative dépasse -30 % à 30 keV et est comprise entre -15 % et -30 % à 40 keV. Pour toutes les autres configurations d'irradiation et pour toute la gamme en énergie étudiée, l'erreur relative sur la dose à la moelle rouge est inférieure (en valeur absolue) à 10 % (excepté en AP, à 50 keV). Comparée à l'estimation de dose absorbée à la moelle rouge obtenue à partir des 39 positions de détection, on peut constater que l'incertitude n'est que très légèrement réduite à 30 keV et 40 keV en AP et PA. Pour les autres énergies et configurations d'irradiation, la précision de l'estimation de la dose est même améliorée, particulièrement pour les configurations d'irradiation RLAT et LLAT. En fait, pour ces configurations, les surestimations quasi-systématiques effectuées au niveau de l'évaluation des doses absorbées au pelvis et aux côtes compensent les sous-estimations induites sur l'évaluation de la dose absorbée à la colonne vertébrale. L'estimation de la dose à la moelle rouge reste donc satisfaisante sur la gamme en énergie étudiée.

### 3.2.2.2 Validation au niveau de la dose efficace

Tout comme précédemment, l'erreur relative  $s_7$  (en %) est calculée entre la dose efficace  $E_{pt\_opt}$  (opt pour optimisé) évaluée, d'une part, à partir des 24 positions déterminées selon les valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR et, d'autre part, à partir des 23 positions déterminées selon les valeurs de  $w_T$  des nouvelles recommandations, et la dose efficace évaluée à partir des doses absorbées moyennées aux organes  $E_{org}$  selon l'équation 3.1.

$$s_7 = \frac{E_{pt\_opt} - E_{org}}{E_{org}} \cdot 100 \quad (3.1)$$

L'étude est menée dans les 4 configurations standard d'irradiation de 30 keV à 4 MeV. L'ensemble des résultats est regroupé dans le tableau 3.6.

TAB. 3.6 – Erreur relative  $(s_7)_{CIPR60}$  (tableau de gauche) et  $(s_7)_{newrec}$  (tableau de droite) en configuration standard d'irradiation AP, PA, RLAT et LLAT de 30 keV à 4 MeV.

Energie (MeV)	Erreur relative sur la dose efficace E (%)				Energie (MeV)	Erreur relative sur la dose efficace E (%)			
	AP	PA	RLAT	LLAT		AP	PA	RLAT	LLAT
0,03	-6,8	-39,6	-30,0	-27,1	0,03	-4,0	-43,0	-21,7	-15,2
0,04	-0,4	-17,7	-16,6	-10,2	0,04	2,1	-20,9	-16,5	1,1
0,05	1,1	-11,6	-10,6	-5,9	0,05	2,9	-13,8	-12,8	3,5
0,1	1,5	-2,8	-4,6	-1,2	0,1	3,4	-2,5	-8,3	7,4
0,5	1,2	0,6	-4,5	-2,7	0,5	3,7	3,1	-3,1	3,0
1	1,0	0,6	-4,1	-2,8	1	1,9	-5,5	2,5	2,4
4	0,3	0,0	-2,5	-0,9	4	2,4	1,7	-2,5	2,6

L'erreur d'évaluation de E reste inférieure à 15 % excepté :

1. en PA et RLAT, de 30 keV à 40 keV quelque soit les valeurs de  $w_T$ ,
2. à 30 keV, en LLAT lorsque la dose efficace est calculée en fonction des valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR.

Dans ces configurations d'irradiation où l'erreur relative sur la dose efficace dépasse (en valeur absolue) 15 %, la diminution du nombre de positions de détection entraîne une légère augmentation de l'erreur relative sur l'évaluation de E. Dans les autres configurations, la diminution n'a pas vraiment d'influence sur l'estimation de E. Toutefois, on peut remarquer que la tendance à la sous-estimation systématique, constatée lorsque E était calculée à partir de la centaine de sphères de détection, diminue. A 30 keV, en AP, que ce soit selon les valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR ou selon les valeurs des nouvelles recommandations, l'étude sur l'optimisation du nombre de détecteurs permet même d'améliorer l'estimation de E. Ceci se retrouve d'ailleurs, de manière moins flagrante toutefois, sur toute la gamme en énergie en AP.

Afin de mieux comprendre la diminution des erreurs constatées à 30 keV, l'équation 3.1 est

développée sous la forme :

$$s_7 = \frac{\sum_T w_{opt_T} \cdot D_{pt_T} - \sum_T w_T \cdot D_{org_T}}{E_{org}} \cdot 100 \quad (3.2)$$

où  $w_{opt_T}$  représente les valeurs de  $w_T$  qui ont été renormalisées selon l'étude effectuée sur l'optimisation du nombre de positions de détection (tableau 3.1 et 3.3),  $D_{pt_T}$  est la dose absorbée dans la sphère de détection de l'organe ou tissu T et  $D_{org_T}$  est la dose absorbée dans un organe ou tissu T. On calcule alors à 30 keV le rapport  $(w_{opt_T} \cdot D_{pt_T} - w_T \cdot D_{org_T})/E_{org}$  pour chaque organe dans les 4 configurations standard d'irradiation (tableau 3.7) selon les valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR et selon les valeurs de  $w_{opt_T}$  du tableau 3.1 dans un premier temps. Ces rapports correspondent aux contributions des différents organes à l'erreur totale sur E. La contribution à l'erreur des organes pour lesquels la dose absorbée n'est pas estimée à partir des sphères de détection (oesophage, peau, "Reste" et surface des os) est également évaluée. Toutes les lignes du tableau 3.7 ayant un fond vert clair désignent les organes pour lesquels le nombre de sphères a été modifié.

TAB. 3.7 – Calcul de  $(w_{opt_T} \cdot D_{pt_T} - w_T \cdot D_{org_T})/E_{org}$  (en %) pour chaque organe en irradiation AP, PA, RLAT et LLAT à 30 keV selon les valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR et du tableau 3.1.

Organes	$(w_{opt_T} \cdot D_{pt_T} - w_T \cdot D_{org_T})/E_{org}$ (%)			
	AP	PA	RLAT	LLAT
<b>Côlon</b>	-0,6	1,1	0,0	-0,7
<b>Estomac</b>	-0,6	-0,1	0,1	-2,3
<b>Foie</b>	-1,4	-1,2	-4,0	-0,1
<b>Gonades</b>	3,2	1,9	1,2	0,4
<b>Moelle rouge</b>	-0,7	-4,0	0,5	0,3
<b>Oesophage</b>	-0,8	-2,2	-0,9	-0,9
<b>Peau</b>	-1,8	-5,4	-6,7	-5,9
<b>Poitrine</b>	-1,4	0,7	-4,0	-3,6
<b>Poumon</b>	1,9	-13,7	-2,1	-0,9
<b>Reste</b>	-2,7	-8,4	-3,2	-3,7
<b>Surface des os</b>	-1,5	-5,8	-5,4	-5,0
<b>Thyroïde</b>	-1,5	-2,5	-5,5	-4,9
<b>Vessie</b>	1,2	0,0	0,1	0,2

On remarque alors qu'en PA, c'est la sous-estimation aux poumons qui est la plus élevée (-14 % environ). A cette sous-estimation, s'ajoute celles à la peau, à la surface des os et au "Reste". En RLAT et LLAT, la sous-estimation de E est principalement due à la peau, à la surface des os, au "Reste" mais aussi à la thyroïde. En AP, par contre, la surestimation de la dose équivalente aux gonades, aux poumons et à la vessie compensent partiellement les faibles sous-estimations effectuées au niveau des doses absorbées aux autres organes.

On étudie maintenant les erreurs relatives constatées à partir du calcul E selon les valeurs de  $w_T$  des nouvelles recommandations de la CIPR. Le rapport  $(w_{opt_T} \cdot D_{pt_T} - w_T \cdot D_{org_T})/E_{org}$  est de nouveau calculé pour chaque organe à 30 keV dans les 4 configurations d'irradiation selon les valeurs de  $w_T$  des nouvelles recommandations de la CIPR et selon les valeurs du tableau 3.3. Les résultats sont présentés dans le tableau 3.8. Les lignes ayant un fond vert clair désignent également les organes pour lesquels le nombre de sphères a été diminué.

TAB. 3.8 – Calcul de  $(w_{opt_T} \cdot D_{pt_T} - w_T \cdot D_{org_T})/E_{org}$  (en %) pour chaque organe en irradiation AP, PA, RLAT et LLAT à 30 keV selon les valeurs de  $w_T$  des nouvelles recommandations de la CIPR et selon les valeurs du tableau 3.3.

Organes	$(w_{opt_T} \cdot D_{pt_T} - w_T \cdot D_{org_T})/E_{org}$ (%)			
	AP	PA	RLAT	LLAT
Cerveau	-0,2	-0,3	-1,2	-1,1
Côlon	0,3	2,4	0,0	0,2
Estomac	1,7	0,6	0,1	-0,1
Foie	-4,1	-5,8	-6,5	-0,1
Gonades	2,2	0,9	0,4	0,2
Moelle rouge	-0,5	-2,6	1,2	1,0
Œsophage	-0,8	-2,1	-0,7	-0,7
Peau	-1,8	-5,2	-5,0	-4,5
Poitrine	1,2	2,4	-1,1	-1,2
Poumon	3,9	-9,6	-0,3	0,4
Reins	-0,1	-4,8	-0,6	-0,5
Reste	-6,7	-11,1	-3,5	-4,3
Surface des os	-1,5	-5,6	-4,0	-3,8
Thyroïde	0,2	-2,1	-0,8	-0,9
Vessie	2,4	0,2	0,3	0,3

En PA, la sous-estimation de la dose équivalente au "Reste" est la plus importante. A celle-ci, s'ajoute la sous-estimation de la dose équivalente aux poumons, au foie, à la surface des os, à la peau et aux reins. En RLAT et LLAT, les sous-estimations proviennent en majorité des doses équivalentes aux organes dont les sphères de détection ne sont pas présentes suite à l'optimisation réalisée (peau, surface des os et "Reste"). En AP, bien qu'une sous-estimation de 7 % de la dose équivalente au "Reste" soit présente, des surestimations au niveau des doses équivalentes des gonades, des poumons, de l'estomac et de la vessie permettent de compenser les sous-estimations effectuées par le retrait de sphères de détection. Cette compensation des doses équivalentes entre les différents organes explique l'amélioration de l'erreur relative sur E pour certaines énergies et configurations d'irradiation en comparaison avec la dose efficace évaluée à partir du fantôme et de la centaine de positions précédemment déterminées.

Ainsi, avec la diminution du nombre de positions de détection, l'estimation de E par le fantôme instrumenté s'est dégradée principalement à 30 keV pour la configuration d'irradiation PA que ce

soit avec les valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR ou avec celles des nouvelles recommandations, et en RLAT lorsque E est calculée selon les valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR. A 40 keV, l'estimation de E est comprise entre -21 % et 2 %, quelque soit les valeurs de  $w_T$  utilisées et quelque soit la configuration d'irradiation. A 50 keV, l'intervalle d'incertitude sur E est de -14 % à 4 % et à partir de 100 keV, la dose efficace est évaluée avec un écart inférieur à 10 %. L'évaluation de la dose efficace reste donc très satisfaisante sur la gamme en énergie de 50 keV à 4 MeV pour laquelle la contribution des organes a été étudiée. Les choix effectués sur la suppression de certaines sphères de détection sont ainsi validés.

### 3.2.3 Validation du choix des positions de détection retenues après optimisation pour des champs d'irradiation inhomogène

Les estimations des doses absorbées aux organes et de la dose efficace à partir des 24 ou 23 positions de détection déterminées sont maintenant étudiées pour les trois configurations de champs créés par une source ponctuelle, telles que définies précédemment (§2.3.1.3).

#### 3.2.3.1 Validation au niveau des doses absorbées aux organes

Comme dans le cas des configurations standard d'irradiation, les doses absorbées aux organes retenus sont similaires, excepté pour la moelle rouge, aux doses absorbées déterminées à partir des 106 sphères de détection. Les erreurs relatives obtenues sont donc identiques à celles présentées dans le tableau 2.17.

Les erreurs relatives  $s_4$  sur la dose absorbée à la moelle rouge sont regroupées dans le tableau 3.9 pour les 3 positions de la source et les 3 énergies.

TAB. 3.9 – Erreur relative (en %) sur la dose absorbée à la moelle rouge pour les 3 positions de la source ponctuelle aux énergies de 0,06 MeV, 0,1 MeV et 0,7 MeV.

Energie (MeV)	Erreur relative sur la dose à la moelle rouge (%)					
	Source basse		Source milieu		Source haute	
	Avant opt	Après opt	Avant opt	Après opt	Avant opt	Après opt
0,06	-14	-84	-20	-13	-27	-41
0,1	-10	-74	-7	1	-6	-34
0,7	-6	-59	-2	6	-13	-31

On constate ici une augmentation importante de l'erreur relative sur la dose absorbée à la moelle rouge lorsque la source est en positionnement basse et, à moindre mesure, lorsqu'elle est en

position haute. En fait, la diminution du nombre de détecteurs aux côtes entraîne une augmentation importante de l'erreur sur la dose absorbée. Ajoutée à l'erreur effectuée sur la dose absorbée au pelvis, la dose absorbée à la moelle rouge pour les positions basse et haute de la source entraîne une erreur relative supérieure à 30 %.

L'influence de cette erreur sur l'évaluation de la dose efficace a ensuite été étudiée.

### 3.2.3.2 Validation au niveau de la dose efficace

Les rapports entre la dose efficace déterminée à partir des positions de détection et la dose efficace calculée à partir des doses absorbées moyennées aux organes sont présentés dans le tableau 3.10.  $E_{pt\_opt}$  est calculée respectivement selon les valeurs de  $w_T$  du tableau 3.1 et selon les valeurs du tableau 3.3.

TAB. 3.10 – Rapports  $(E_{pt\_opt}/E_{org})_{CIPR60}$  (tableau de gauche) et  $(E_{pt\_opt}/E_{org})_{newrec}$  (tableau de droite) pour trois configurations d'irradiation inhomogène.

Energie photon (MeV)	Source à 10 cm du sol	Source à 125 cm du sol	Source à 170 cm du sol	Energie photon (MeV)	Source à 10 cm du sol	Source à 125 cm du sol	Source à 170 cm du sol
0,06	0,86	0,95	0,96	0,06	0,75	1,00	1,01
0,1	0,89	0,96	0,95	0,1	0,80	1,00	1,00
0,7	0,92	0,97	0,93	0,7	0,86	1,02	0,98

L'erreur sur l'estimation de E reste inférieure à 15 % pour les trois positions de la source ponctuelle et pour les trois énergies étudiées excepté à 60 keV et à 100 keV lorsque la source est positionnée à 10 cm du sol et lorsque E est calculée en fonction des valeurs de  $w_T$  des nouvelles recommandations de la CIPR. Dans cette configuration, la dose efficace est sous-estimée de 25 % à 60 keV et de 20 % à 100 keV. Les principales sous-estimations viennent du fait que les doses absorbées à la peau, au "Reste" et à la surface des os ne sont pas prises en compte lors du calcul de la dose efficace. Lorsque la source est positionnée à 125 cm du sol, on peut remarquer que l'estimation de E est meilleure que celle effectuée avec les 106 positions de détection (tableau 2.18). Ici, les surestimations des doses équivalentes (à la poitrine et à l'estomac principalement) compensent presque entièrement les sous-estimations (au foie et au "Reste" en majorité).

Ainsi, même si l'on observe une augmentation de l'erreur sur l'évaluation de la dose efficace à certaines énergies et pour certaines positions de la source ponctuelle, l'étude effectuée sur la diminution du nombre de positions de détections montre que l'estimation de E reste tout à fait satisfaisante (inférieure à 15 % en général) avec seulement 24 ou 23 sphères de détection. De plus, cette erreur reste très inférieure à celle constatée lorsque la dose efficace est évaluée à partir de la grandeur opérationnelle  $H_p$  (§2.3.1.3).

## 3.2.4 Confrontation du fantôme instrumenté à deux exemples de champs typiques de postes de travail

### 3.2.4.1 L'entreposage de déchets radioactifs

Le fantôme mathématique est placé entre deux empilements de 4 fûts contenant chacun une matrice déchet entourée de protection radiologique (acier et mortier de blocage) (§3.1.2). Que ce soit selon les valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR ou selon les valeurs de  $w_T$  des nouvelles recommandations, la dose efficace calculée à partir des doses absorbées moyennées aux organes du fantôme est de  $1,34 \mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$  et la dose efficace estimée à partir des 24 ou 23 sphères de détection est de  $1,30 \mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ . L'erreur relative effectuée avec le fantôme instrumenté et le nombre de positions de détection optimisé est donc, pour les deux groupes de valeurs de  $w_T$ , de -3 %. Ainsi, la dose efficace est très bien évaluée par le fantôme instrumenté pour ce poste de travail. Les erreurs sur l'évaluation des doses absorbées aux organes dans lesquels les sphères de détection sont positionnées sont toutes inférieures à 15 % en valeur absolue.

Le fantôme mathématique est ensuite remplacé par les plaques équivalents tissus CIUR afin de calculer l'équivalent de dose individuel  $H_p$ . La valeur obtenue de  $H_p$  est alors de  $1,38 \mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ . On peut alors constater que, dans cette configuration d'irradiation, la grandeur opérationnelle estime très bien la dose efficace puisque l'erreur relative n'est également que de 3 %. Dans cette configuration, les plaques et le fantôme instrumenté estiment avec le même pourcentage d'erreur la dose efficace. Ainsi, pour ce type de configuration d'irradiation où le travailleur reçoit la même fluence sur l'ensemble du corps, l'intérêt de disposer d'un fantôme instrumenté réside dans le fait qu'un tel instrument permet d'obtenir une valeur de comparaison par rapport à la valeur affichée par les dosimètres opérationnels. A l'heure actuelle, sans une spectrométrie préalable qui peut s'avérer complexe, il n'est pas possible d'obtenir une valeur de E qui serve de comparaison à la valeur affichée par les dosimètres et ainsi, il n'est pas possible de vérifier la bonne adéquation du dosimètre avec le champ présent au poste de travail.

### 3.2.4.2 La boîte à gants

Le fantôme mathématique modélisé est positionné en face d'une boîte à gants, à 10 cm de distance. Il est irradié par le rayonnement sortant des ronds de gants et provenant de poussière d'américium qui serait présente sur le fond de la boîte. L'énergie moyenne du rayonnement incident est de 56 keV (§3.1.2). L'erreur relative entre l'évaluation de la dose efficace à partir des sphères de détection et l'évaluation à partir des doses absorbées moyennées aux organes est de 2 % lorsque E est calculée en fonction des valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR et de 7 % lorsque E est calculée en fonction des valeurs de  $w_T$  des nouvelles recommandations de la CIPR. Les doses

absorbées aux organes, elles, sont déterminées à partir des sphères de détection avec une erreur relative inférieure à 15 %.

Comme précédemment, le fantôme mathématique est remplacé par les plaques équivalents tissu CIUR afin de calculer la grandeur opérationnelle  $H_p$ . Dans cette configuration d'irradiation, la valeur obtenue de l'équivalent de dose individuel surestime d'un facteur 2,5 la dose efficace calculée à partir des valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR (145,6 % d'erreur relative) et d'un facteur 1,9 la dose efficace calculée à partir des valeurs de  $w_T$  des nouvelles recommandations de la CIPR (88,8 % d'erreur relative). Ainsi, la grandeur opérationnelle surestime considérablement la dose efficace. Dans ce type de configuration d'irradiation où la fluence du champ d'irradiation n'est pas constante sur tout le corps du travailleur, une estimation de la dose efficace par une mesure ponctuelle de l'équivalent de dose individuel ne peut être satisfaisante. Le fantôme instrumenté permet donc ici d'avoir une très bonne estimation de la dose efficace que ce soit en fonction des valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR ou en fonction des valeurs de  $w_T$  des nouvelles recommandations de la CIPR.

### 3.3 Conclusion

Cette étude nous a permis de réduire le nombre de positions de détection d'une centaine à 24 ou 23 tout en gardant une estimation satisfaisante de la dose efficace. Celle-ci est évaluée en général avec une erreur (en valeur absolue) inférieure à 15 %, quelle que soit la configuration d'irradiation. L'intérêt d'un fantôme anthropomorphe avec 24 ou 23 détecteurs pour estimer la dose efficace a également été mis en évidence en comparant l'évaluation de la dose efficace à partir du fantôme instrumenté et à partir de la grandeur opérationnelle  $H_p$  pour deux exemples de configurations d'irradiation typiques de celles rencontrées aux postes de travail. Le fantôme équipé de détecteurs semble d'autant plus nécessaire pour une bonne estimation de la dose efficace pour des champs d'irradiation où la fluence du champ reçue par le travailleur n'est pas constante sur l'ensemble du corps (source ponctuelle par exemple). Dans ces cas là, la grandeur opérationnelle est mal adaptée pour évaluer la dose efficace. En fonction de la position de la source ou du port du dosimètre des surestimations ou des sous-estimations importantes sont mises en évidence. Le fantôme instrumenté, du fait de la répartition relativement uniforme des points de détection sur l'ensemble du corps, permet d'avoir une estimation de E inférieure, en général, à  $\pm 15$  % quelque soit la configuration d'irradiation. A l'aide d'un mannequin instrumenté, l'optimisation des postes de travail en terme de radioprotection (organisation, protections radiologiques, ...) pourra être faite de manière plus pertinente : l'adéquation de la dosimétrie individuelle pourra être appréciée et des facteurs de correction pourront éventuellement être appliqués sur les valeurs évaluées par les dosimètres individuels. De

plus, il peut être intéressant pour certains postes, d'estimer la dose absorbée à certains organes particulièrement radiosensibles, ce qui pourra être obtenu à partir de l'instrument de mesure.

La faisabilité théorique d'un fantôme anthropomorphe avec 24 ou 23 détecteurs répondant au besoin a donc pu être démontrée. Cependant, la faisabilité technique de l'instrument exige de vérifier également s'il existe des détecteurs à lecture directe, implantables dans un mannequin anthropomorphe, dont les caractéristiques permettent d'obtenir une bonne évaluation de la dose absorbée à un organe pour les champs d'irradiation dont les distributions en énergie et en fluence correspondent à celles rencontrées aux postes de travail. Le chapitre IV présente cette étude et introduit également les perspectives.



## Chapitre 4

### Faisabilité technique et perspectives

L'objectif premier de ce chapitre est d'établir, en s'appuyant sur l'étude théorique réalisée par simulation, les grandes lignes du cahier des charges des détecteurs et du mannequin qui permettront de développer le fantôme instrumenté. Dans un premier temps, les caractéristiques générales attendues des détecteurs sont présentées. Puis, le choix d'un type de détecteur est discuté. Ensuite, les caractéristiques du mannequin sont définies et les différents produits commercialisés répondant à nos attentes sont présentés. Enfin, dans une dernière partie, la problématique de l'évaluation de la dose efficace en champ neutronique dans l'objectif d'une extension des applications du fantôme instrumenté est introduite.

## 4.1 Les détecteurs

### 4.1.1 Caractéristiques nécessaires des détecteurs à implanter

#### 4.1.1.1 Encombrement

Le choix est fait dès le départ du projet de n'utiliser que des détecteurs actifs, c'est-à-dire des détecteurs à lecture directe, afin de faciliter l'exploitation des résultats. Etant insérés dans le mannequin, ces instruments doivent permettre une lecture déportée, à l'extérieur du fantôme. L'électronique associée doit être suffisamment miniaturisée pour être facilement transportable afin de pouvoir utiliser le fantôme à différents postes de travail. Au niveau du volume, leur utilisation dans le fantôme n'impose pas des contraintes trop fortes. Le diamètre du détecteur pourra être de l'ordre du millimètre jusqu'à quelques centimètres. Le matériau du détecteur devra être le plus proche possible du tissu. Dans le cas contraire, des facteurs correctifs dépendant certainement de l'énergie pourront être appliqués. Une spectrométrie du champ incident devra alors être réalisée.

#### 4.1.1.2 Caractéristiques de détection

Les détecteurs utilisés devront mesurer un dépôt d'énergie. Leur résolution en énergie n'est pas primordiale pour nos applications. Par contre, le détecteur doit présenter une bonne isotropie de détection puisqu'en général, pour les énergies présentes aux postes de travail, la distribution angulaire du rayonnement diffusé (par effet Compton principalement) dans le fantôme est très large. De plus, étant donné que le spectre du champ incident à un poste de travail n'est pas toujours connu et que de ce fait, l'application de facteur correctif dépendant de l'énergie sans une spectrométrie n'est pas possible, l'objectif est d'avoir une réponse peu dépendante de l'énergie, dans la gamme étudiée, c'est-à-dire de 30 keV à 4 MeV. Les détecteurs étant placés à l'intérieur du fantôme, aux positions de détection déterminées, il est intéressant d'évaluer l'atténuation de l'énergie des photons incidents lors de leurs interactions dans le corps du fantôme afin de déterminer la gamme de réponse en énergie des détecteurs. Pour ce faire, la distribution spectrale en énergie

des particules est calculée au niveau des points de détection du fantôme pour les configurations standard d'irradiation AP, PA, RLAT et LLAT à 30 keV. Le tally F4 et des découpes en énergie de la fluence de 0 à 10 keV, de 10 keV à 20 keV et de 20 keV à 30 keV sont programmés. On constate alors que, pour les 4 configurations d'irradiations et pour l'énergie incidente de 30 keV (la plus basse de notre domaine d'étude), la fluence des particules, quelque soit l'organe, est comprise dans la gamme en énergie de 20 keV à 30 keV. De manière générale, le rapport entre la fluence des particules contenues dans la découpe en énergie de 20 keV à 30 keV et la fluence des particules contenues dans la découpe en énergie de 10 keV à 20 keV varie de 100 à 10 000. A titre d'exemple, en irradiation PA, la fluence dans les sphères de détection situées à la poitrine, qui sont les sphères les plus en profondeur pour cette configuration d'irradiation, est égale à  $1,9 \cdot 10^{-6}$  particules/cm<sup>2</sup> par photon incident entre 20 keV et 30 keV et à  $4 \cdot 10^{-10}$  particules/cm<sup>2</sup> par photon incident entre 10 keV et 20 keV. Pour couvrir la gamme en énergie de 30 keV à 4 MeV en émission, une réponse en énergie des détecteurs satisfaisante de 20 keV à 4 MeV est donc suffisante.

L'objectif est d'être capable d'effectuer une mesure de dose efficace en une heure globalement, dans des champs de  $10 \mu\text{Sv/h}$  environ, valeur qui correspond à la valeur basse reconstruite aux postes de travail qui induisent une dose significative pour les opérateurs. Les organes étant à l'intérieur du fantôme, les débits de dose auxquels ils sont soumis sont nécessairement plus faibles. Il serait donc souhaitable d'avoir une sensibilité de détection inférieure à cette valeur. L'objectif fixé, assez ambitieux, est d'utiliser des détecteurs capable de mesurer une dose de l'ordre du  $\mu\text{Gy}$  en une heure.

Les caractéristiques principales des détecteurs sont résumées dans le tableau 4.1 ci-dessous.

TAB. 4.1 – Caractéristiques principales des détecteurs recherchés.

<b>Type de détecteur</b>	Lecture instantanée et à l'extérieur du fantôme
<b>Volume</b>	Quelques centimètres cubes
<b>Matériau</b>	Le plus proche du tissu mou
<b>Type de mesure</b>	Dose ou énergie déposée
<b>Réponse en énergie</b>	Indépendante de l'énergie de 20 keV à 4 MeV
<b>Isotropie de détection</b>	360°
<b>Sensibilité de détection</b>	De l'ordre du $\mu\text{Gy/h}$

Il sera difficile de trouver un détecteur "clefs en mains" qui réponde exactement à toutes les caractéristiques définies ci-dessus. Cependant, il est intéressant d'étudier ceux qui se rapprochent le plus de nos attentes et de voir quelles modifications devraient être apportées afin de les utiliser pour notre projet.

## 4.1.2 Choix du type de détecteurs

### 4.1.2.1 Transistor à effet de champ à métal oxyde semiconducteur

Les dosimètres MOSFETs<sup>1</sup> ont été utilisés pour la première fois en 1974. Depuis, ils ont été mis en oeuvre pour des mesures de dose dans diverses configurations d'irradiation allant de l'espace à la radiothérapie. La conception récente d'un nouveau dosimètre MOSFET de haute sensibilité (dosimètre TN-1002RD) a permis d'étendre leur application au domaine de la radiologie. Pour le projet du fantôme instrumenté, nous nous sommes particulièrement intéressés à ce type de dosimètre du fait de leur lecture instantanée, leur apparente facilité d'utilisation (les données fournies peuvent être collectées par un système informatique pouvant lire simultanément jusqu'à 40 dosimètres) et du fait de la multiplicité des études menées dont certaines proches de notre application [80, 81].

Leur principe de fonctionnement consiste à mesurer une dose à partir d'une différence de potentiel se produisant avant et après une exposition du dosimètre. Ils sont composés de 4 électrodes : la source (S) : point de départ des porteurs, le drain (D) : point de collecte des porteurs, la grille (G pour gate) et le substrat (B pour body) qui sont les électrodes qui contrôlent le nombre de porteurs présents dans le canal. Ce canal représente en fait le passage entre la source et le drain. Il est composé, lorsque le MOSFET est destiné à mesurer des doses de radiation, d'un substrat de silicium dopé n, d'une source et d'un drain de silicium dopé p. La grille, elle, est isolée du canal par une couche de dioxyde de silicium (figure 4.1).

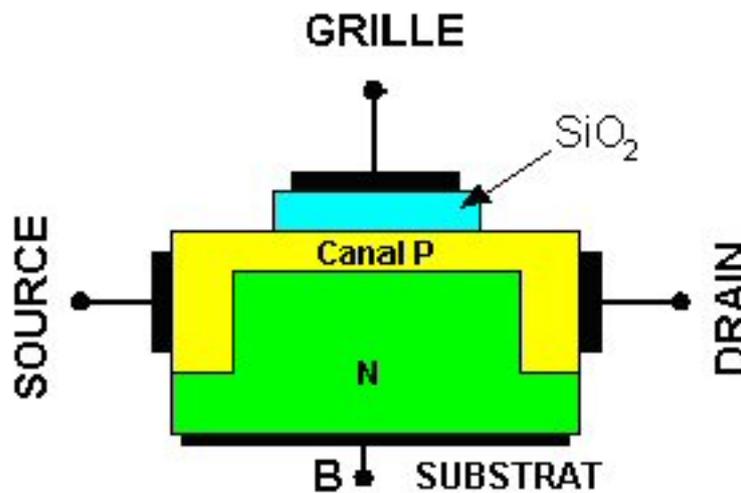


FIG. 4.1 – Structure d'un MOSFET à canal P (jonction PN).

Sous la couche de dioxyde de silicium, la résistance est trop élevée pour permettre la conduction du courant entre la source et le drain. Cependant, l'application d'une tension entre la grille et le

<sup>1</sup>Metal-Oxide Semiconductor Field Effect Transistors

substrat permet le passage du courant entre la source et le drain. La tension minimale à atteindre est la tension seuil appelée  $V_T$  (T pour threshold). L'irradiation, elle, cause la création de paire électron-trou dans le dioxyde de silicium. Certains trous se recombinent immédiatement, mais la plupart sont piégés dans le dioxyde et dans l'interface entre le substrat dopé n et le dioxyde du fait de la faible mobilité des trous par rapport aux électrons. Les trous qui sont piégés créent alors un champ qui augmente la valeur absolue de  $V_T$ . Pour les doses relativement faibles, les changements de  $V_T$  sont quasiment linéaires avec la dose. La tension apportée entre la grille et le substrat durant l'irradiation empêche la plupart des recombinaisons électron-trou et ainsi intensifie les changements en  $V_T$ . Ce sont ces changements dans la tension seuil qui permettent la mesure de la dose absorbée.

Une étude bibliographique concernant les dosimètres TN-1002RD m'a permis de constater les limites de leur utilisation pour le projet. Alors que les données constructeurs donnent une isotropie de  $\pm 2\%$  pour  $360^\circ$ , l'étude menée par Dong et al. [82] montre que lorsque l'incidence de la radiation est parallèle à l'axe longitudinal du dosimètre ou lorsqu'elle est opposée au côté du dosimètre où se situe le volume sensible de détection, une sur-réponse importante peut être constatée pour des irradiations de faible énergie (jusqu'à  $40\%$  pour un faisceau monoénergétique de 60 kVp). Cette sur-réponse est d'autant plus gênante qu'elle semble dépendre à la fois de l'énergie et du dosimètre ; l'application de facteur de correction se révèle alors difficile. Concernant la dépendance en énergie, l'étude menée par Wang *et al.* [81] montre qu'en dessous de 100 keV, les dosimètres TN-1002RD présentent une sur-réponse pouvant atteindre un facteur de 6,6 à environ 40 keV. Cette sur-réponse est due à la prépondérance de l'effet photoélectrique à faible énergie dans le dosimètre du fait de sa composition. Enfin, et surtout, par des contacts avec la société Thomson Nielsen Electronics Ltd en charge du développement des MOSFETs au Canada, j'ai appris que la limite en dose de détection des dosimètres TN-1002RD, pourtant les plus sensibles, étaient de 1 cGy soit 10 000  $\mu\text{Gy}$ . Ainsi, ces dosimètres, bien adaptés pour la mesure de dose absorbée par un patient irradié par radiothérapie, sont sauf amélioration très importante de leur sensibilité, inadaptés à notre projet qui exige d'être capable de mesurer des doses de l'ordre de quelque  $\mu\text{Gy}$ . La dépendance en énergie importante en-dessous de 100 keV constitue également un handicap à son utilisation.

#### 4.1.2.2 Dosimètre à fibre optique couplé à un scintillateur plastique

Le LPC (Laboratoire de Physique Corpusculaire) de Caen, unité mixte de recherche associant l'IN2P3 (Institut National de Physique Nucléaire et de Physique des Particules), l'ENSICAEN (Ecole Nationale Supérieure d'Ingénieurs de Caen & Centre de Recherche) et l'Université de Caen, a développé un dosimètre temps réel permettant de contrôler la dose délivrée au patient en cours de radiothérapie, en particulier dans le cas des radiothérapies conformationnelles et par modulation

d'intensité (champs de photons et d'électrons de 4 à 25 MV). A ces énergies propres à la radiothérapie, la réponse angulaire du détecteur, du fait de sa conception (volume sensible cylindrique), est uniforme à mieux  $\pm 1\%$  et sa réponse est indépendante de l'énergie [83, 84]. Au vu de ces caractéristiques, nous nous sommes intéressés à ce dosimètre.

Le détecteur est basé sur une fibre optique scintillante (scintillateur plastique) reliée à une caméra CCD (Charge Coupled Device) par fibre optique (figure 4.2).

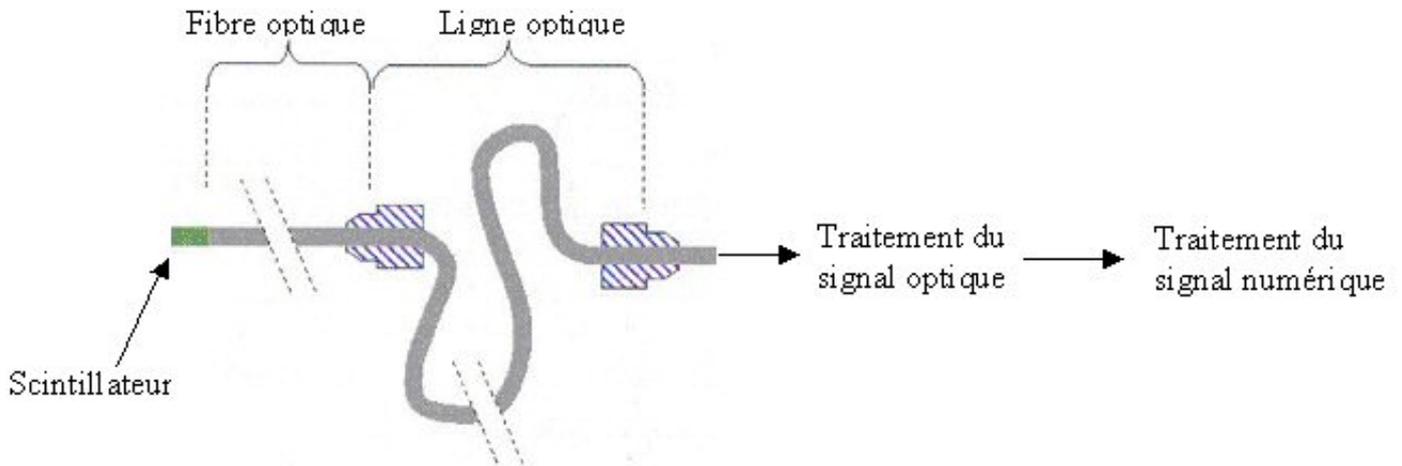


FIG. 4.2 – Schéma du détecteur développé par le LPC de Caen.

Le volume sensible, localisé à l'extrémité de la fibre, est de petite taille (1 mm de longueur et 1 mm de diamètre) et constitué de matériau équivalent-tissu (plastique). Le principe de fonctionnement de ce détecteur est assez simple. Lors d'une irradiation, les photons incidents interagissent avec les atomes constituant le scintillateur. Ces atomes passent alors à un état excité. Lors de leur désexcitation, c'est-à-dire lorsqu'un électron revient à son niveau initial, un photon est émis dans les longueurs d'onde du domaine visible par un phénomène de fluorescence. Puis, les photons visibles sont transportés dans la fibre optique et convertis en signal électrique par la caméra CCD. L'intensité du signal électrique est proportionnelle à l'énergie déposée par le rayonnement dans le scintillateur. Le rayonnement Cerenkov parasite, présent aux énergies des champs de radiothérapie, est supprimé par une méthode couplant une filtration optique et une analyse spectrale de la lumière transmise au niveau de la caméra.

Pour l'application du fantôme instrumenté, il serait nécessaire de tester les caractéristiques du détecteur (réponse en fonction de l'énergie, isotropie, ...) pour des énergies adaptées à notre domaine d'étude, c'est-à-dire de 20 keV à 4 MeV. Pour l'isotropie, du fait de la connection de la tête du capteur avec la fibre optique, la réponse angulaire du détecteur n'est pas égale à 1 sur un angle de  $360^\circ$ , mais reste satisfaisante toutefois (réponse relative à  $\pm 15\%$ ) sur un angle

de  $\pm 150^\circ$  [83]. La conséquence de la non-isotropie du détecteur sur  $360^\circ$  devra être évaluée par rapport aux applications du fantôme instrumenté. Aux basses énergies, le scintillateur plastique n'est plus équivalent tissu. Il se pourrait donc que des facteurs de correction sur la réponse du détecteur doivent être appliqués. De plus, dans sa configuration actuelle, la sensibilité minimale n'est que de  $500 \mu\text{Gy}$ , ce qui reste insuffisant pour mesurer des doses absorbées dans le fantôme à des postes de travail. Cependant, de part sa conception, le détecteur peut subir des modifications sans un remaniement complet de son principe de fonctionnement afin d'augmenter la sensibilité minimale de détection. La fibre scintillante, qui ne mesure qu'un millimètre de diamètre dans la version commercialisée (commercialisation effectuée par la société Eldim), peut être de volume plus important. Le diamètre de la fibre optique peut également être augmenté. Après une discussion sur les changements possibles à apporter au niveau du détecteur pour l'adapter au fantôme instrumenté, nous avons conclu un accord de collaboration entre le Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants de l'IRSN et le LPC de Caen. Ce dernier devrait tester en premier lieu l'augmentation de la sensibilité de détection lorsque la taille du scintillateur plastique est accrue.

#### 4.1.2.3 Dosimètre à fibre optique couplé à un détecteur OSL

Le LMO (Laboratoire de Mesures Optiques) du CEA (Commissariat à l'Énergie Atomique) de Saclay a développé un détecteur à lecture instantanée basé sur la Luminescence Stimulée Optiquement (Optically Stimulated Luminescence OSL) et sur le transport de lumière par fibre optique. Les données fournies par le constructeur sont :

- un déport par fibre d'environ 20 m,
- une excellente linéarité et reproductibilité de mesure,
- et une gamme de mesure de  $10 \mu\text{Gy}$  au Gy.

Cette dernière caractéristique rend ce dosimètre particulièrement intéressant pour notre application.

Le phénomène physique sous-jacent à la technique OSL est similaire à celui sous-jacent à la thermoluminescence. Ce dernier utilise la chaleur pour stimuler la luminescence tandis que l'OSL est basé sur la stimulation avec une source de lumière (par exemple, le laser). Durant une irradiation, une petite fraction de l'énergie de la radiation est stockée dans les pièges du cristal OSL (électrons stockés dans les défauts de structure du cristal). A partir d'une stimulation optique, les électrons piégés sont libérés et une luminescence est émise lors du processus de recombinaison des électrons avec les trous. Le signal OSL est proportionnel à la dose de radiation absorbée. Le détecteur du LMO est constitué [85] :

1. d'une tête de capteur contenant un cristal d'alumine ( $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$ ) qui a été choisi, par rapport aux autres types de cristaux, pour ces qualités en terme d'efficacité, de transparence,

- de composition (la plus proche du tissu) et du fait de son faible fading (perte des électrons de capture en fonction du temps) et de sa disponibilité sur le marché,
2. d'une unité centrale incluant un laser émettant une lumière verte de 532 nm, un système optique de guidage et de filtration de la lumière et un tube photomultiplicateur (PM) fonctionnant en mode comptage de photon,
  3. d'une fibre optique qui permet à la lumière d'être guidée de la tête du capteur à l'unité centrale.

Durant une exposition de la tête du capteur à une irradiation, les niveaux d'énergie des pièges du matériau OSL se remplissent d'électrons secondaires et ainsi, l'information de la dose est stockée. Le processus de lecture peut alors être déclenché par l'utilisateur. La stimulation lumineuse par le laser est transmise par fibre optique au capteur. Elle fournit alors assez d'énergie pour libérer les électrons piégés. Durant le processus de recombinaison des électrons, une lumière bleue (420 nm) est émise par le cristal d'alumine avec une intensité proportionnelle à la dose absorbée. Cette lumière est collectée et transmise par la même fibre optique au tube photomultiplicateur. Le système optique de l'unité centrale, lui, permet, entre autre, de devier toute lumière parasite (lumière infrarouge provenant du laser par exemple) à l'entrée du photomultiplicateur. Un schéma simplifié du dosimètre est présenté sur la figure 4.3.

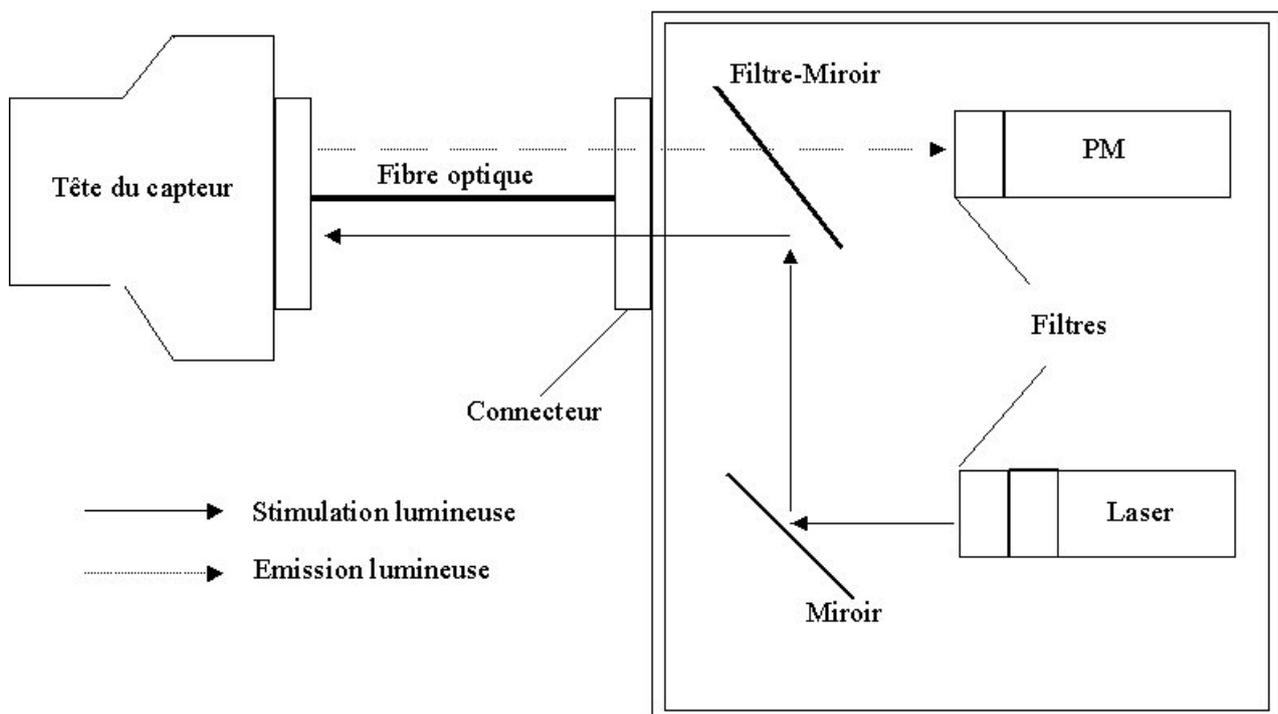


FIG. 4.3 – Schéma du détecteur à fibre optique couplé à un détecteur OSL [85].

L'isotropie du détecteur présente les mêmes caractéristiques que celles définies pour le dosimètre à fibre optique couplé à un scintillateur plastique. Les conséquences de l'anisotropie au-delà d'un angle d'incidence supérieure  $\pm 150^\circ$  devront donc être évaluées. La réponse en énergie de ce détecteur semble répondre à la norme CEI 61066 [86], demandant une réponse relative du détecteur inférieure à  $\pm 30\%$ , de 15 keV à 3 MeV, ce qui couvre la quasi-totalité de notre domaine d'étude. Par contre, les caractéristiques annoncées du détecteur ont été déterminées par simulation à l'aide du code Monte Carlo MCNP4b [85]. Elles devront donc être confirmées expérimentalement. Enfin, les résultats d'isotropie et de réponse en énergie du détecteur ont été obtenus grâce à des écrans compensateurs placés dans la tête de détection. Or, ces écrans ont été définis afin que le détecteur estime au mieux l'équivalent de dose individuel  $H_p(10)$ ; il faudra donc éventuellement évaluer les modifications nécessaires à apporter pour que le détecteur donne la mesure de la dose absorbée sur la gamme en énergie et la distribution angulaire adaptée à notre étude.

## 4.2 Le mannequin anthropomorphe

### 4.2.1 Caractéristiques nécessaires

D'après l'étude numérique effectuée au chapitre III, les organes nécessaires pour estimer la dose efficace en fonction des valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR ou des nouvelles recommandations sont les gonades (ovaires et testicules), le côlon, les poumons, l'estomac, la vessie, les seins, le foie, la thyroïde et le squelette avec la colonne vertébrale, le pelvis et les côtes. Les jambes, les bras et la tête du fantôme ne sont donc pas nécessaires pour nos applications.

Par ailleurs, le fantôme doit être constitué de matériau équivalent-tissu, de matériau équivalent-poumon et enfin de matériau équivalent-os. Chacun d'entre eux doit être proche des compositions définies dans le rapport 44 de la CIUR [70]. Les organes, autres que les poumons et le squelette, étant tous constitués en matériau équivalent-tissu, il n'est pas nécessaire qu'ils soient représentés individuellement dans le fantôme. Celui-ci peut être rempli de matériau équivalent-tissu (excepté les zones d'intérêt du squelette et les poumons) puis, à partir des positions de détection déterminées, les détecteurs peuvent être implantés.

### 4.2.2 Choix du fantôme

Deux sociétés développent des mannequins anthropomorphes dans le but de mesure de dose pour le médical, dans les services de radiothérapie, radiologie et médecine nucléaire. Il s'agit de la société Radiology Support Devices (RSD) basée aux Etats-Unis à Long Beach et de la société Computerized Imaging Reference Systems (CIRS) basée également aux Etats-Unis en Virginie.

Ces deux sociétés proposent plusieurs types de fantômes. Toutefois, aucun des mannequins proposés pour la dosimétrie externe ne correspond aux caractéristiques du fantôme définie par Cristy et Eckerman. L'idéal serait donc de demander à l'une des deux sociétés de construire un mannequin selon les caractéristiques du fantôme modélisé en excluant les jambes et la tête (mais pas le cou pour avoir la thyroïde). Cependant, le coût de la conception du fantôme devra être évalué.

Parmi les fantômes proposés, le modèle se rapprochant le plus de nos attentes est du même style pour les deux sociétés : masculin ou féminin, sans bras et avec un pelvis allant jusqu'à la partie supérieure des jambes permettant la mesure de la dose absorbée aux gonades (figure 4.4).



FIG. 4.4 – Images des fantômes de la société RSD à gauche et à droite de la société CIRS.

Ils sont constitués des trois sortes de matériaux nécessaires à nos mesures, tous de compositions proche de celles définies dans le rapport 44 de la CIUR. La taille et la masse de ces fantômes correspondent à des adultes dont les caractéristiques sont regroupées dans le tableau 4.2.

TAB. 4.2 – Caractéristiques des adultes qui sont représentés par les fantômes commercialisés par les sociétés RSD et CIRS.

	Société RSD		Société CIRS	
	Masculin	Féminin	Masculin	Féminin
<b>Taille (cm)</b>	175	155	173	160
<b>Masse (kg)</b>	73,5	50	73	55

Chacun des ces fantômes est découpé en tranches de 2,5 cm d'épaisseur et chacune de ces tranches est perforée de trous de façon à y introduire des pastilles ou des tubes contenant de la poudre thermoluminescente.

Pour notre application, les détecteurs pourront être soit introduits dans les trous déjà existants s'ils correspondent aux positions de détections déterminées soit introduits dans des cavités qu'il

faudra créer. Comparés au fantôme modélisé, les fantômes décrits ci-dessus sont plus petits. Le fantôme masculin de RSD est le plus proche de la taille du fantôme simulée. De plus, il est possible de rajouter sur la poitrine du fantôme masculin des seins de différentes tailles, ce qui n'est pas spécifié pour le fantôme masculin de CIRS. La différence principale entre ces fantômes et celui modélisé se situe au niveau de la différence de forme du tronc. Lors de la modélisation, le tronc a été simulé par un cylindre elliptique, ce qui n'est pas la géométrie des troncs de ces fantômes. Ils sont constitués de plaques en forme approximativement de parallépipède rectangle dont les dimensions varient en fonction de la hauteur (alors que le cylindre elliptique du tronc modélisé a un grand axe de 40 cm et un petit axe de 20 cm sur toute sa hauteur). Le décalage au niveau des positions de détection déterminées, entraîné par cette différence géométrique, devra donc être étudié. Un décalage en fonction de la hauteur pourrait être appliqué. Il sera également nécessaire d'évaluer les différences au niveau des doses absorbées aux organes due à la différence de forme du tronc afin de déterminer si le fantôme modélisé peut servir à évaluer les mesures effectuées. Pour les hautes énergies (supérieures à 500 keV environ), les différences de forme du tronc entre le fantôme modélisé et le fantôme de la société RSD devraient avoir peu de conséquences. Par contre, pour des énergies plus basses (inférieures à 100 keV principalement), ces différences risquent d'entraîner des écarts importants au niveau des doses absorbées et au niveau de la dose efficace. Une solution serait alors de scanner le mannequin modélisé, puis d'utiliser les images scanner pour la modélisation (fantôme voxélisée). Il faudrait ensuite repositionner les organes (gonades, côlon, foie, estomac, vessie, thyroïde) dans le fantôme mais vu la forme du tronc, certaines parties d'organes risqueraient de se retrouver à l'extérieur du fantôme, auquel cas la forme de l'organe devrait être changée.

### 4.3 Problématique de l'évaluation de la dose efficace en champ mixte photons-neutrons : discussion

Dans le cas de l'évaluation de la dose efficace en champ neutronique, il est nécessaire de tenir compte du facteur de pondération  $w_R$ , ce dernier variant en fonction de l'énergie de la particule. D'après le rapport 57 de la CIUR<sup>2</sup>, la valeur de  $w_R$  doit être déterminée par rapport à l'énergie du neutron incident entrant dans le corps humain sans la prise en compte des pertes d'énergie qu'il subit du fait des multiples interactions dans les organes et tissu. D'autre part, ce neutron peut au cours de ses différentes interactions produire des photons secondaires qui vont également déposer leur énergie dans différents organes ou tissus. Or, la particule incidente, juste avant son entrée dans

<sup>2</sup> "... the radiation weighting factor  $w_R$ , which is determined only by the radiation incident on the body (i.e., not by the radiation at the point of interest) ... "

le corps humain, à l'origine de photons secondaires, est un neutron avec une énergie propre. La dose déposée dans les organes par les photons secondaires doit donc être également affectée par la valeur du facteur de pondération  $w_R$  dépendant de l'énergie du neutron incident. La figure 4.5 résume par un diagramme l'affectation des facteurs de pondérations aux doses absorbées dans les organes à partir d'une source mixte de photons et de neutrons.

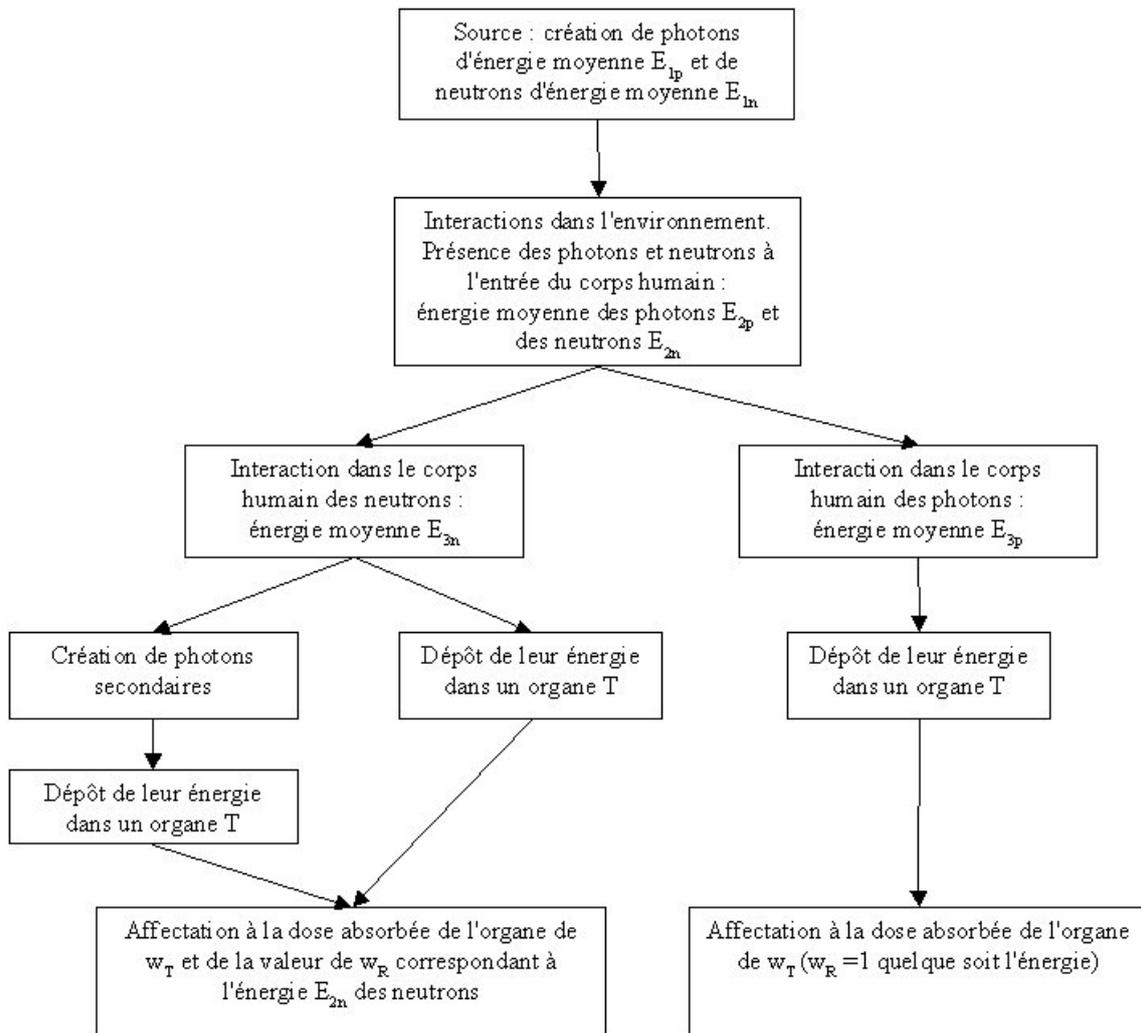


FIG. 4.5 – Diagramme décrivant l'affectation des différents facteurs de pondération à la dose absorbée de l'organe correspondant.

Au niveau de la simulation, il n'est pas possible avec le code MCNPX de suivre une particule tout le long de son parcours. Donc, sur les doses déposées aux organes par des neutrons, il ne peut être appliqué qu'un facteur  $w_R$  dont la valeur correspond à l'énergie moyenne des neutrons incidents à l'entrée du corps humain puisqu'on ne peut pas attribuer l'énergie déposée dans un organe à un neutron en particulier. De plus, lors de la simulation d'un champ mixte photons-neutrons, il n'est pas possible de faire la distinction entre l'énergie déposée dans un organe par un photon originaire d'un photon incident et l'énergie déposée par un photon originaire d'un neutron incident à l'entrée

du corps. Une solution consiste à effectuer une première simulation pour enregistrer dans un fichier annexe la position, la direction de vol, l'énergie, le type et le poids statistique de chaque particule à l'entrée du fantôme (utilisation de la carte "ptrac" de MCNPX). En pratique, une découpe en énergie en fonction des différentes valeurs de  $w_R$  doit être effectuée. On obtient alors autant de fichiers annexes que de valeurs différentes de  $w_R$ . Puis, à partir d'une seconde simulation, chaque fichier "ptrac" est utilisé comme source (nécessité de modifier le fichier source.f et donc de recompiler le code). Ainsi, pour chaque dose absorbée aux organes correspondant aux différents fichiers ptrac, une valeur de  $w_R$  peut être affectée [87].

D'un point de vue instrumental, afin de prendre en compte le facteur de pondération  $w_R$  et ses variations en fonction de l'énergie, il faudrait placer des détecteurs à la surface du fantôme, certains sensibles aux photons, d'autres aux neutrons. Puis, en fonction de la réponse de ces détecteurs, une proportion moyenne des photons et des neutrons pourrait être évaluée, puis répercutée, approximativement certes, aux énergies déposées dans les organes. Reste le problème de la détermination de l'énergie du neutron à l'entrée du fantôme afin d'appliquer aux doses absorbées la bonne valeur de  $w_R$ . Différents détecteurs sensibles aux neutrons dans des plages en énergie différentes pourraient être placés à la surface du fantôme. Toutefois, la découpe en énergie risque de ne pas être suffisante pour réellement tenir compte des différentes valeurs de  $w_R$ .

Outre le problème de la prise en compte de  $w_R$ , il sera nécessaire de tester à nouveau les positions de détection déterminées pour des champs neutroniques. L'étude menée sur la diminution du nombre de détecteurs en champ photonique devra également être effectuée pour des champs de neutrons. Ainsi, la réalisation du fantôme instrumenté pour l'évaluation de la dose efficace en champ mixte neutrons-photons pose des problèmes de simulation et surtout de faisabilité technique. Pourtant, du fait de l'importance du nombre de postes de travail où les champs mixtes sont présents et du fait des écarts constatés (beaucoup plus important que pour des champs incidents de photons) entre la dose efficace et la grandeur opérationnelle  $H_p$  en champs standard dans le rapport 57 de la CIUR, il serait souhaitable de disposer d'un instrument de mesure capable d'évaluer la dose efficace de manière plus satisfaisante que les détecteurs mesurant  $H_p$ . Un instrument de type mannequin anthropomorphe, malgré les difficultés soulevées, semble également la solution la plus adaptée.

## 4.4 Conclusion

Les détecteurs susceptibles d'être implantés dans le fantôme pour la réalisation de l'instrument devront posséder de bonnes qualités d'isotropie et devront dans la mesure du possible être équivalents à du tissu. Mais le point le plus délicat sera de disposer d'une bonne sensibilité de détection permettant de

mesurer des doses de quelques  $\mu\text{Gy}$  en une heure. Les résultats expérimentaux qui seront obtenus en collaboration avec le Laboratoire de Physique Corpusculaire de Caen devraient donner des éléments pour choisir entre le dosimètre à fibre optique couplé à un scintillateur plastique et le dosimètre à fibre optique couplé à un détecteur OSL ou bien, s'il est nécessaire de poursuivre l'étude. Le détecteur OSL semble, toutefois, à l'heure actuelle, le plus adapté pour mesurer les doses absorbées aux organes du fantôme au poste de travail, même si l'ampleur des modifications qu'il sera peut être nécessaire d'apporter au niveau des écrans compensateurs devra être évalué. Pour ce qui concerne le fantôme anthropomorphe, l'idéal serait de disposer d'un fantôme construit sur le modèle de celui modélisé. Si la fabrication d'un tel mannequin s'avère trop coûteuse et qu'il paraît plus raisonnable d'utiliser un mannequin existant, il semble que le fantôme masculin de RSD soit le plus adapté à nos attentes. Toutefois, l'influence de la différence de forme de son tronc avec celui modélisé devra être étudiée.

Les perspectives à plus long terme sont l'extension des applications du fantôme instrumenté à l'évaluation de la dose efficace en champ mixte photons-neutrons. Le développement sera particulièrement complexe du fait principalement de la dépendance en énergie du facteur de pondération  $w_R$  des neutrons. Même si des solutions peuvent être envisagées, le problème de détection semble être le plus complexe car les détecteurs devront à la fois discriminer les différents types de particules et également identifier le spectre énergétique des neutrons incidents.

# Conclusion

Selon la réglementation française, la limite de dose de 20 mSv par an des travailleurs est définie en fonction de la dose efficace  $E$ . Ce principe de limitation de la dose ne suffit pas à lui seul à la radioprotection d'un travailleur. Il est également fondamental de conformer tout poste de travail et toutes pratiques des travailleurs au principe d'optimisation (principe ALARA). Celui-ci demande à ce que les doses reçues par tout individu soient aussi faibles que possible. Ainsi, les travailleurs susceptibles d'être exposés à des rayonnements ionisants font l'objet d'une surveillance dosimétrique constante par le port de dosimètres passif et/ou actif. Ces dosimètres évaluent  $E$  en mesurant la grandeur opérationnelle  $H_p$  (équivalent de dose individuel).  $H_p$  n'étant qu'un estimateur de  $E$ , des sous-estimations ou des surestimations importantes de la grandeur de protection peuvent être effectuées. Il n'existe pas, à l'heure actuelle, d'instrument capable de mesurer en routine la dose efficace avec une bonne précision quelque soit la configuration d'irradiation. C'est dans ce contexte que le Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants (LDRI) de l'IRSN a décidé d'étudier la possibilité de concevoir un instrument de mesure sur la base d'un mannequin anthropomorphe munis de détecteurs insérés dans les organes. Cette approche, plus près de la définition de la grandeur, permet d'envisager des mesures précises quelque soit la configuration d'irradiation. Mon travail de thèse a consisté à étudier la faisabilité de la conception et du développement d'un tel fantôme anthropomorphe équipé de détecteurs dans le but de mesurer  $E$  au poste de travail dans le cas d'irradiation par des photons.

La première étape de l'étude a consisté à programmer, avec le code Monte Carlo MCNPX, un fantôme mathématique anthropomorphe contenant, à quelques exceptions près, tous les organes impliqués dans le calcul de  $E$ . Puis, nous avons développé, après une étude détaillée, un programme de calcul de la dose efficace. Ces outils numériques ont été validés par comparaison des différents résultats présents dans la littérature. Par ailleurs, le fantôme mathématique modélisé a pu servir dans le cadre d'autres applications au sein de l'IRSN (dosimétrie d'accident [88], dosimétrie interne [55]).

Ensuite, j'ai pu montrer que les doses absorbées aux organes et, par conséquent, la dose efficace peuvent être évaluées à partir de mesures ponctuelles avec une estimation suffisamment précise.

J'ai pu également définir les meilleures positions des détecteurs dans les organes. L'erreur relative effectuée entre les doses absorbées déterminées à partir des positions de détection et les doses absorbées moyennées aux organes est inférieure à 30 % de 0,04 MeV à 0,1 MeV et à 15 % de 0,1 MeV à 4 MeV en configurations standard d'irradiation AP, PA, RLAT et LLAT. Pour des sources ponctuelles d'irradiation situées au niveau des pieds, de la poitrine et de la tête du fantôme, les doses absorbées sont évaluées avec une erreur relative inférieure à 30 % excepté pour les côtes, le crâne, les os des jambes, le foie et l'oesophage. La dose efficace, elle, est estimée avec un écart inférieur à 10 % de 0,04 MeV à 4 MeV en configurations standard d'irradiation et pour les configurations d'irradiation inhomogènes étudiées.

La phase suivante a consisté à étudier la contribution des organes à la dose efficace afin de diminuer le nombre de positions de détection de manière à ce qu'il puisse être envisagé de passer à l'étape de conception du fantôme instrumenté. D'une centaine, le nombre de positions de détections a été réduit à 24 positions lorsque la dose efficace est calculée selon les valeurs de  $w_T$  de la publication 60 de la CIPR et à 23 lorsque E est calculée selon les valeurs de  $w_T$  des nouvelles recommandations de la CIPR. Malgré une augmentation de l'erreur relative sur l'évaluation de E à 30 keV et 40 keV en configurations standard, l'erreur relative sur E reste inférieure à 15 % de 50 keV à 4 MeV. La modélisation du fantôme devant des sources ponctuelles et plus particulièrement devant une boîte à gants contenant sur son fond une fine couche d'américium a permis de confirmer la précision de la mesure qui peut être atteinte par un tel instrument par rapport à l'estimation de E issue d'une mesure de la grandeur opérationnelle avec un dosimètre porté à la poitrine. Alors que  $H_p$  peut sous-estimer E d'un facteur 4 ou sur-estimer E d'un facteur 5 dans ce type de configurations inhomogènes où la fluence du champ n'est pas constante sur tout le corps, le fantôme avec 24 ou 23 points de détections fournit une estimation de E avec une erreur relative de 15 %. La faisabilité théorique du fantôme instrumenté avec une vingtaine détecteurs a ainsi pu être démontré et l'amélioration apportée de la précision de l'évaluation de E a été quantifiée.

Enfin, en s'appuyant notamment sur l'étude numérique réalisée, les cahiers des charges des détecteurs et du mannequin anthropomorphe ont été établis dans le but d'un développement futur du fantôme instrumenté. Puis, à l'aide d'une étude bibliographique, trois types de détecteurs ont été initialement sélectionnés. Après une analyse plus détaillée, il s'avère que, parmi les trois types de détecteurs sélectionnés, deux peuvent permettre de répondre à notre cahier des charges, sous conditions que les améliorations escomptées en terme de sensibilité principalement puissent être réalisées. Le dosimètre à fibre optique couplé à un détecteur OSL semble le plus prometteur. Pour ce qui concerne le mannequin, l'idéal serait de disposer d'un fantôme de type "Cristy et Eckerman". Parmi ceux déjà disponibles, le mannequin masculin de la société RSD semble le plus adapté.

La perspective à plus long terme d'étendre le fantôme instrumenté à l'évaluation de la dose efficace en champ mixte photons-neutrons a été discutée. De multiples problèmes devront être résolus dont le principal sera probablement celui posé par la nécessité de disposer des détecteurs permettant de discriminer les particules incidentes par type (photon ou neutron) et, pour les neutrons incidents, par gamme d'énergie.



# Bibliographie

- [1] Sugier A, Nénot J-C, Lecomte J-F. Les recommandations de la CIPR : les raisons d'un changement. *Radioprotection*, 40 : 327-344, 2005
- [2] Bartlett DT. A review of Japanese bomb dosimetry. *Radiation Protection Dosimetry*, 2(3) : 127-139, 1982
- [3] Lowe WE, Mendelsohn E. Revised dose estimates at Hiroshima and Nagasaki. *Health Physics*, 41(4) : 663-666, 1981
- [4] International Commission on Radiological Protection. Recommendation of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 1. 1959
- [5] International Commission on Radiological Protection. Recommendation of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 9. 1963
- [6] International Commission on Radiological Protection. Recommendation of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 26. *Annals of the ICRP*, Pergamon Press 1(3), 1977
- [7] International Commission on Radiation Units and Measurements. Determination of dose equivalents resulting from external radiation sources. ICRU Report 39. 1985
- [8] International Commission on Radiological Protection. Recommendation of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60. *Annals of the ICRP*, Pergamon Press 21(3), 1985
- [9] International Commission on Radiation Units and Measurements. Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. ICRU Report 57. 1998
- [10] International Commission on Radiation Units and Measurements. Radiation quantities and units. ICRU Report 33. 1980
- [11] International Commission on Radiation Units and Measurements. Quantities and units in radiation protection dosimetry. ICRU Report 51. 1993
- [12] International Commission on Radiological Protection. Draft for consultation : 2005 recommendations of the International Commission on Radiological Protection [en ligne]. 81p., 2005. Disponible sur :  
[http : //www.icrp.org/docs/2005\\_recs\\_CONSULTATION\\_Draft1a.pdf](http://www.icrp.org/docs/2005_recs_CONSULTATION_Draft1a.pdf)
- [13] Ministère des affaires sociales, du travail et de la solidarité. Décret n° 2003-296 du 31 mars 2003 relatif à la protection des travailleurs contre les dangers des rayonnements ionisants, 2003
- [14] Repères, Le journal interne de l'Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire. Présence internationale exigée. Repères No. 7, Oct/Déc 2005
- [15] International Commission on Radiological Protection. Relative Biological Effectiveness (RBE), Quality Factor (Q), and Radiation Weighting Factor ( $w_R$ ), ICRP Publication 92. *Annals of the ICRP* 33(4), Pergamon Press. Oxford, 2005

- [16] International Commission on Radiation Units and Measurements. Determination of dose equivalents from external radiation sources - part 2. ICRU Report 43. 1988
- [17] International Commission on Radiation Units and Measurements. Measurement of dose equivalents from external photon and electron radiations. ICRU Report 47. 1992
- [18] International Commission on Radiation Units and Measurements. Phantoms and computational models in therapy, diagnosis and protection. ICRU Report 48. 1992
- [19] Grosswendt B. The influence of the photon beam direction on the dose equivalent in the IAEA 30 cm water cube phantom. *Radiation Protection Dosimetry*, 35(1), 5-12, 1991
- [20] Chumak VV, Bakhanova EV. Relationship between protection and operational quantities in dosimetry of photon external exposure - Deficiencies of  $H_p(10)$ . *Radiation Protection Dosimetry*, 104(2), 103-111, 2003
- [21] Lopez Ponte MA, Castellani CM, Currivan L *et al.*. A catalogue of dosimeters and dosimetric services within Europe - an update. *Radiation Protection Dosimetry*, 112(1), 45-68, 2004
- [22] International Electrotechnical Commission. Radiation Protection Instrumentation. Measurements of Personal Dose Equivalents  $H_p(10)$  and  $H_p(0,07)$  for X, Gamma and Beta Raditions : Direct Reading Personal Dose Equivalent and/or Dose Equivalent Rate Dosimeters. IEC report 61526, Geneva, 1998
- [23] Texier C, Itié C, Servièrè H, Gressier V, Bolognese-Milsztajn. Study of the photon radiation performance of electronic personal dosimeters. *Radiation Protection Dosimetry*, 96(1/3), 245-249, 2001
- [24] Breisemeister JF. *MCNP<sup>TM</sup>* - A general Monte Carlo N-particle transport code, version 4B. Report LA-12625-M. Los Alamos, NM : Los Alamos National Laboratory, 1997
- [25] Kramer R, Zankl M, Williams G, Drexler G. 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. *GSF-BerichtS-885*. Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, Munich, Germany, 1982
- [26] Veit R, Zankl M, Petoussi N, Manweiller E, Williams G, Drexler G. Tomographic anthropomorphic models. Part I : construction technique and description of models of an 8-week-old baby and a 7-year-old child. *GSF-BerichtS No. 3/89*. Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung mbH, Munich, Germany, 1989
- [27] Yamaguchi Y. DEEP code to calculate dose equivalents in human phantom for external photon exposure by Monte Carlo method. Report No. JAERI-M 90-235. Japan Atomic Energy Research Institute, Tokai-mura, Ibaraki-Ken, Japan, 1991
- [28] Yamaguchi Y. JEUNESSE : a computer code to calculate photon external doses using age-specific phantoms. *Hoken Butsuri (J. Japan Health Phys. Soc.)*, 27, 305-312, 1992
- [29] International Commission on Radiological Protection. Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation. Publication 74, Annals of the ICRP 26(3/4), Pergamon Press. Oxford, 1996
- [30] Alevra AV. Neutron spectrometry. *Radioprotection*, 34(2) : 305-333, 1999
- [31] Wiegel B, Alevra A, Matzke V *et al.* Spectrometry using the PTB neutron multisphere spectrometer (NEMUS) at flight altitudes and at ground level. *Nuclear Instrument Methods*, A476 : 52-57 (2002)
- [32] Messaoudi M El, Chouak A, Lferde M, Cherkaoui R. Performance of three different unfolding procedures connected to bonner sphere data. *Radiation Protection Dosimetry*, 108(3) : 247-253, 2004

- [33] Bolognese-Milsztajn T, Bartlett D, Boschung M *et al.* Individual neutron monitoring in workplaces with mixed neutron/photon radiation. *Radiation Protection Dosimetry*, 110(1-4) : 753-758, 2004
- [34] Reginatto M, Luszik-Bhadra M, d'Errico F. An unfolding method for directional spectrometers. *Radiation Protection Dosimetry*, 110(1-4) : 539-543, 2004
- [35] Kalmykov L, Pilipenko N, Olko P, Waligórski MPR. Evaluation of effective dose in environmental dosimetry using humanoid phantoms representing different ages and sex, and LiF :Mg,Ti and LiF :Mg,Cu,P detectors. *Radiation Protection Dosimetry*, 66(1-4) : 165-166, 1996
- [36] Groves AM, Owen KE, Courtney HM, Yates SJ *et al.* 16-detector multislice CT : dosimetry estimation by TLD measurement compared with Monte Carlo simulation. *The British Journal of Radiology*, 77 : 662-665, 2004
- [37] Theocharopoulos N, Perisinakis K, Damilakis J, Varveris J *et al.* Comparison of four methods for assessing patient effective dose from radiological examinations. *Medical Physics*, 29(9) : 2070-2079, 2002
- [38] Struelens L, Vanhavere F. Comparison of the determination of organ doses using the Rando Alderson phantom and Monte Carlo calculations. Proceedings of the 14<sup>th</sup> Biennial Topical Meeting of the Radiation Protection and Shielding Division, Carlsbad, New Mexico, USA, 2006
- [39] Sessions JB, Roshau JN, Tressler MA, Hintenlang DE. Comparisons of point and average organ dose within an anthropomorphic physical phantom and a computational model of the newborn patient. *Medical Physics*, 29(6), 1-10, 2002
- [40] Buffon G. Essai d'arithmétique morale. Supplément à la naturelle, 1777
- [41] Leslie G. Now it Can be Told : The Story of the Manhattan Project. *Edition Harper*, New York, 1962
- [42] Price R.A. The emerging use of Monte Carlo methods in radiotherapy treatment planning, radiology and general medical physics : a personal perspective. *Proceedings du Workshop : "Intercomparison on the usage of computational codes in radiation dosimetry"*, QUADOS, Bologne - Italie, 2003
- [43] Andreo P. Monte Carlo techniques in medical radiation physics. *Phys. Med. Biol.* 36(7) :861-920, 1991
- [44] Cashwell ED, Everett CJ. A practical manual on the Monte Carlo method for random walk problems. New York, Pergamon Press, 1959
- [45] Carter LL, Cashwell ED. Particle transport simulation with the Monte Carlo method. *ORNL Report/TID-26607*, Oak Ridge National Laboratory, TN, 1975
- [46] Bielajew AF, Rogers DOW. Variance reduction techniques in Monte Carlo transport of electrons and photons. Edité par Jenkins T, Nelson W, Rindi A, Nahum A, Rogers D, Plenum, New York, pp 407-419, 1989
- [47] Hirayama H, Namito Y, Bielajew AF, Wilderman SJ and Nelson WR. The EGS5 Code System. SLAC-R-730 and KEK Report 2005-8, 2005. Disponible sur : [http://rcwww.kek.jp/research/egs/egs5\\_manual/slac730-060330.pdf](http://rcwww.kek.jp/research/egs/egs5_manual/slac730-060330.pdf)
- [48] Hendricks JS, Mc Kinney GW, Waters LS. MCNPX extensions version 2.5.0. Los Alamos National Laboratory, Report LA-UR-04-0570, 2004
- [49] Briesmeister JF. MCNP-A General Monte Carlo N-Particle Transport Code-Version 4C. Los Alamos National Laboratory, Report LA-13709-M, 2000

- [50] Hendricks JS. MCNPX Model/Table Comparison. Report LA-14030. Los Alamos, 2003. Disponible sur :  
<http://mcnpx.lanl.gov/opensdocs/reports/LA-14030.pdf>
- [51] Kim CH, Reece WD, Poston JW Sr. Effective dose equivalent and effective dose for photon exposure from point and disk sources on the floor. *Health Physics*, 75(2) :170-178, 1998
- [52] Wieczorek DJ, Wang CC. A 3D in-phantom dosimetry system to estimate the effective dose equivalent. *Radiation Protection Dosimetry*, 76(3) :149-157, 1998
- [53] Kim CH, Reece WD, Poston JW Sr. Development of a two-dosemeter algorithm for better estimation of effective dose equivalent and effective dose. *Radiation Protection Dosimetry*, 81(2) :101-112, 1999
- [54] Donadille L, Queinnec F. Fiches techniques de radioprotection. Méthodes de calcul de l'exposition externe et application pour l'iode 131. Rapport DRPH/SDE n° 2005-27, 2005
- [55] Chiavassa S. Développement d'un outil dosimétrique personnalisé pour la radioprotection en contamination interne et la radiothérapie vectorisée en médecine nucléaire. Toulouse : Université Paul Sabatier. 227p., 2005.  
Disponible en format PDF sur :  
[http://www.irsn.org/net-science/liblocal/docs/docs\\_DIR/memoires\\_de\\_these/mem\\_these\\_C](http://www.irsn.org/net-science/liblocal/docs/docs_DIR/memoires_de_these/mem_these_C)
- [56] Gierga DP, Adams KJ. Electron/Photon verification calculations using MCNP4B, Report LA-13440, Los Alamos National Laboratory, 1999
- [57] Jeraj R, Keal PJ, Ostwald PM. Comparison between MCNP, EGS4 and experiment for clinical electron beams. *Phys. Med. Biol.*, 44, 705-717, 1999
- [58] Shaart DR, Jansen JT, Zoetelief J, De Leege PFA. A comparison of MCNP4C electron transport with ITS 3.0 and experiment at incident energies between 100 keV and 20 MeV : influence of voxel size, substeps and energy indexing algorithm. *Phys. Med. Biol.*, 47, 1459-84, 2002
- [59] Lisco H. Biological and Medical Divisions Quaterly Progress Report, Argonne National Laboratory, ANL-4253, November 1948 to February 1949
- [60] Cook MJ. A survey report of the Characteristics of the Standard Man, Oak Ridge National Laboratory, unpublished data, 1948
- [61] Hawk PB, Oser BL, Summerson WH. Practical Physiological Chemistry, The Blakeston Company, Philadelphia, 12th edition, 1947
- [62] International Commission on Radiological Protection, "Report of the Task Group on Reference Man", ICRP Publication 23. Pergamon Press, Oxford, 1975
- [63] International Commission on Radiological Protection, "Respiratory tract model for radiological protection", ICRP Publication 66. Pergamon Press, Oxford, 1993
- [64] Snyder WS, Ford MR, Warner GG, Fisher HL. Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. *Journal of Nuclear Medicine, Medical Internal Radiation Dose Committee Pamphlet n°5, Supplement n°3*, 1969
- [65] Snyder WS, Ford MR, Warner GG, Fisher HL. Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. New York : the Society of Nuclear Medicine, Medical Internal Radiation Dose Committee Pamphlet n°5, Revised, 1978

- [66] Cristy M, Eckerman KF. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources, I. Methods, Report Health and Safety Research Division of Oak Ridge National Laboratory, Tm-8381/V1, 1987. Disponible sur le site internet de l'ORNL à l'adresse : <http://ordose.ornl.gov/resources/Mird.pdf>
- [67] International Commission on Radiological Protection, "Limits for intake of radionuclides by workers", ICRP Publication 30, Part 2. Annals of the ICRP 4 : No. 3/4, 1980
- [68] Coffey JL. A revised mathematical model of the heart for use in radiation absorbed dose calculations. M.S. thesis, Univ. Tenn., Knoxville, 1978
- [69] Hwang JML, Shoup RL, Poston JW. Modifications and additions to the pediatric and adult mathematical phantoms. Oak Ridge National Laboratory Report, ORNL/TM-5454, 1976
- [70] International Commission on Radiation Units and Measurements. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. ICRU report 44. Bethesda, MD, 1989
- [71] Furstoss C, Ménard S. Le fantôme mathématique anthropomorphe : Description de la géométrie du fantôme mathématique anthropomorphe utilisé pour la modélisation avec les codes Monte Carlo MCNP et MCNPX. Rapport interne DRPH/Service de Dosimétrie Externe n°2005-13, 2005
- [72] Clairand I, Ricard M, Gouriou J, Di Paola M, Aubert M. Dose3D : An EGS4 Monte Carlo Code-Based Software for Internal Radionuclide Dosimetry. *The Journal of Nuclear Medicine*, Vol. 40, N°9, 1999
- [73] Zankl M, Drexler G, Petoussi-HenßN, Saito K. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part VII : Organ doses due to parallel and environmental exposure geometries. Institut für Strahlenschutz, GSF-Bericht 8/97, 1997
- [74] King SD, Spiers W. Photoelectron enhancement of the absorbed dose from X rays to human bone marrow : experimental and theoretical studies. *The british journal of radiology*, 58, 345-356, 1985
- [75] Zankl M, Drexler G. An analysis of the equivalent dose calculation for the remainder tissues. *Health Physics*, 69(3), 346-355, 1995
- [76] Chao TC, Bozkurt A, Xu XG. Conversion coefficients based on the VIP-man anatomical model and EGS4-VLSI code for external monoenergetic photons from 10 keV to 10 MeV. *Health Physics*, 81(2), 163-183, 2001
- [77] Kramer R, Khoury HJ, Vieira JW. Comparison between effective doses for voxel-based and stylized exposure models from photon and electron irradiation. *Physics in Medicine and Biology*, 50, 5105-5126, 2005
- [78] Yamaguchi Y. Age-dependent effective doses for external photons. *Radiat. Prot. Dosim.*, 55, 123-129, 1994
- [79] Grosswendt B. The angular dependence and irradiation geometry factor for the dose equivalent for photons in slab phantoms of tissue-equivalent material and PMMA. *Radiat. Prot. Dosim.*, 35(4), 221-235, 1991
- [80] Jones AK, Pazik FD, Hintenlang DE, Bolch WE. MOSFET dosimeter depth-dose measurements in heterogeneous tissue-equivalent phantoms at diagnostic x-ray energies. *Medical Physics*, 32(10), 3209-3213, 2005
- [81] Wang B, Kim CH, Xu XG. Monte Carlo modeling of a High-Sensitivity MOSFET dosimeter for low- and medium-energy photon sources. *Med. Phys.*, 31(5), 1003-1006, 2004

- [82] Dong SL, Chu TC, Lan GY, Wu TH *et al.* Characterisation of high-sensitivity metal oxide semiconductor field effect transistor dosimeters system and LiF :Mg,Cu,P thermoluminescence dosimeters for use in diagnostic radiology. *Applied Radiation and Isotopes*, 57, 883-891, 2002
- [83] Fontbonne JM, Iltis G, Ban G, Batalla A *et al.* Scintillating fiber dosimeter for radiation therapy accelerator. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 49, 2223-2227, 2002
- [84] Frelin AM, Fontbonne JM, Ban G, Colin J *et al.* Spectral discrimination of Cerenkov radiation in scintillating dosimeters. *Med. Phys.*, 32(9), 3000-3006, 2005
- [85] Ranchoux G, Magne S, Bouvet JP, Ferdinand P. Fibre remote optoelectronic gamma dosimetry based on optically stimulated luminescence of  $Al_2O_3 : C$ . *Radiat. Prot. Dosim.*, 100(1-4), 225-260, 2002
- [86] International Electrotechnical Commission. Thermoluminescence dosimetry systems for personal and environmental monitoring. IEC report 61066, Geneva, 2006
- [87] Furstoss C, Ménard S, Lachèvre L. Evaluation of the effective dose with a mathematical phantom and comparison with operational quantities at workplaces. Proceedings of the 14<sup>th</sup> Biennial Topical Meeting of the Radiation Protection and Shielding Division, Carlsbad, New Mexico, USA, 2006
- [88] Huet C. Accident radiologique survenu au Chili le 15 décembre 2005. Reconstitution dosimétrique par simulations numériques. Rapport interne DRPH/Service de Dosimétrie Externe n°2006-06, 2006
- [89] Casanovas J. Cours interaction particule matière. Université de Toulouse, 2001
- [90] Knoll GF. Radiation Detection and Measurement, Third edition. John Wiley & Sons, Inc., 1999

# Annexe A

## Les interactions dans l'environnement et le corps humain

Les champs pris en compte dans le cadre de la thèse sont exclusivement les champs composés de photons. Les électrons secondaires que les interactions des photons mettent en mouvement interagissent à leur tour avec le milieu traversé. Ainsi, cette partie décrit les principales interactions subies par les photons et les électrons [89, 90].

### Les interactions des photons

Les principales interactions se produisant dans l'environnement et le corps humain sont la diffusion cohérente, l'effet photoélectrique, la diffusion Compton et la production de paire.

#### La diffusion cohérente (Diffusion Rayleigh)

La diffusion cohérente résulte de l'interaction d'un photon avec l'atome dans sa globalité. Ce processus d'interaction ne crée ni d'excitation, ni d'ionisation de l'atome. Il modifie seulement la direction du photon incident qui conserve donc son énergie initiale. Cet effet est présent à basse énergie mais n'intervient que très peu dans l'atténuation des photons.

#### L'effet photoélectrique

L'effet photoélectrique résulte du transfert de la totalité de l'énergie du photon incident sur un électron d'une couche profonde (K ou L le plus souvent) de l'un des atomes du milieu. Cet effet se produit si l'énergie  $E_v$  du photon est supérieure à l'énergie de liaison  $E_L$  de l'électron. Ce dernier, appelé photoélectron, est alors éjecté du cortège électronique de l'atome avec une énergie cinétique  $E_c = E_v - E_L$ . L'électron expulsé laisse une place vacante qui va être comblée par les électrons des couches externes ou par un électron extérieur à l'atome. Ce remplacement s'accompagne d'une libération d'énergie  $E_R$  qui peut être soit émise sous la forme d'un photon dit de fluorescence, soit communiquée à un électron périphérique d'énergie de liaison  $E_P < E_R$ . Cet électron appelé électron Auger est expulsé avec une énergie cinétique  $E_R - E_P$ . L'effet Auger prédomine largement pour les éléments légers des milieux biologiques. L'effet photoélectrique est d'autant plus important que l'énergie des photons est basse, le matériau cible dense et son numéro atomique élevé.

#### La diffusion Compton

L'effet Compton consiste en une diffusion inélastique d'un photon incident d'énergie  $E_v$  sur un électron libre ou faiblement lié d'un atome du milieu, dont l'énergie de liaison et l'énergie cinétique sont négligeables devant  $E_v$ . Au cours de cette interaction qui peut être décrite comme une collision,

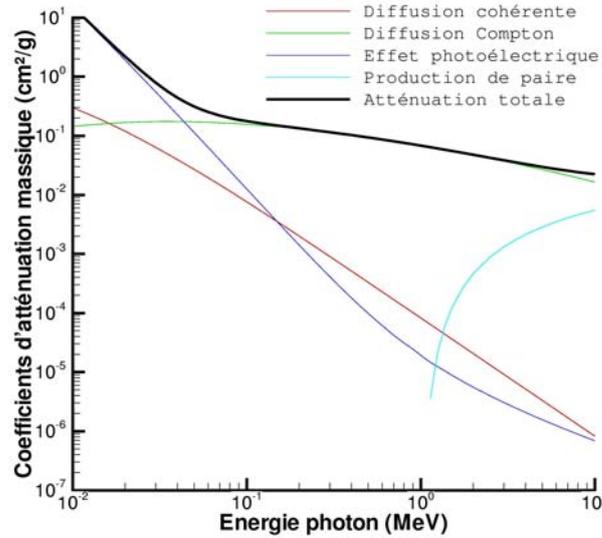


FIG. A.1 – Coefficients d'atténuation massique total et pour chaque type d'interaction photon dans l'os en fonction de l'énergie incidente.

l'électron, dit électron Compton, acquiert une énergie cinétique  $E_e$  et un photon diffusé, appelé photon de recul, est émis avec l'énergie  $E'_v$  dans une direction faisant un angle  $\theta$  compris entre  $0^\circ$  et  $180^\circ$  avec la direction du photon incident. Selon la loi de conservation de l'énergie,  $E_v = E_e + E'_v$ . L'électron Compton est projeté, quant à lui, suivant une direction faisant un angle  $\theta$  compris entre  $0^\circ$  et  $90^\circ$  avec la trajectoire du photon incident. L'effet Compton est d'autant plus important que le matériau cible est plus dense.

### La production de paire

La production de paires se produit pour des photons très énergétiques passant à proximité d'un noyau. Le photon incident se matérialise sous la forme d'un électron et d'un positon, de même masse  $m_0$  et de même énergie cinétique  $E_e$ . Soit  $E_v$  l'énergie incidente, la conservation de l'énergie s'écrit :  $E_v = 2m_0c^2 + 2E_e$ . L'électron et le positon épuisent leur énergie cinétique en ionisations et excitations. A la fin de son parcours, le positon se combine à un électron par une réaction d'annihilation qui donne naissance à deux photons de 511 keV émis dans des directions opposées.

Le coefficient d'atténuation global des photons  $\mu$  comporte donc plusieurs termes correspondant aux différentes interactions :

$$\mu = \mu_C + \mu_{PE} + \mu_{PP} + \mu_T \quad (\text{A.1})$$

où  $\mu_C$ ,  $\mu_{PE}$ ,  $\mu_{PP}$  et  $\mu_T$  sont respectivement les coefficients d'atténuation de l'effet Compton, de l'effet photoélectrique, de la production de paire et de la diffusion Thomson. Les figures A.1, A.2 et A.3 représentent les variations des coefficients d'atténuation massique en fonction de l'énergie pour les trois principaux tissus biologiques du corps humain qui sont respectivement l'os dur, le tissu mou et le tissu pulmonaire. A partir de ces figures, on peut remarquer que la diffusion Compton est l'interaction prépondérante dans le corps humain de 30 keV environ à 10 MeV. Sous 30 keV, la principale interaction est l'effet photoélectrique. La production de paire devient conséquente pour des photons énergétiques de plus de 10 MeV, c'est-à-dire en dehors du domaine énergétique étudié.

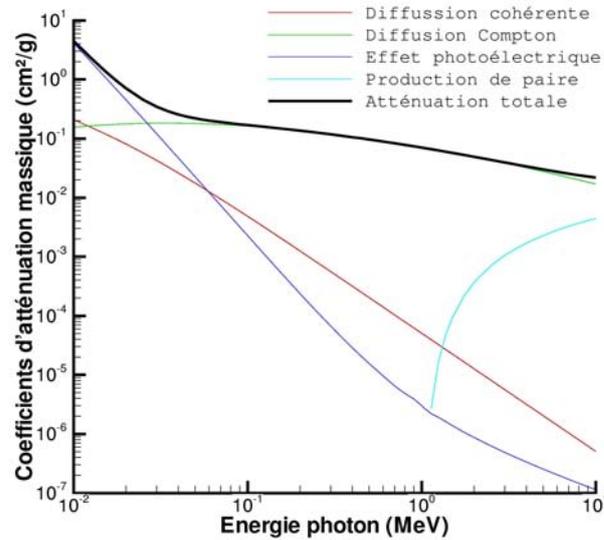


FIG. A.2 – Coefficients d'atténuation massique total et pour chaque type d'interaction photon dans le tissu mou en fonction de l'énergie incidente.

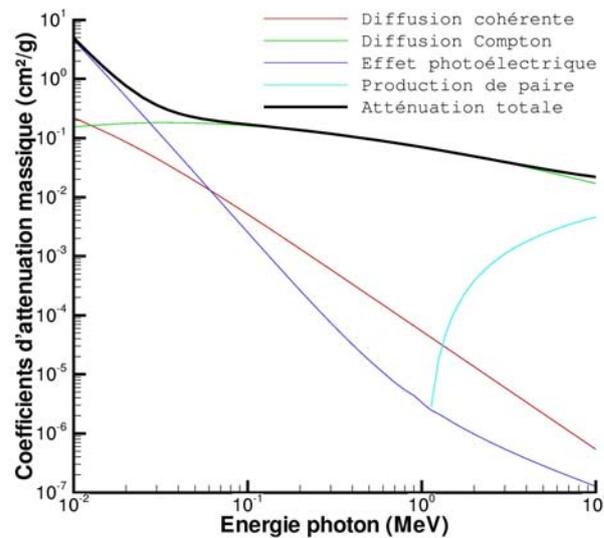


FIG. A.3 – Coefficients d'atténuation massique total et pour chaque type d'interaction photon dans les poumons en fonction de l'énergie incidente.

## Les interactions des électrons

Les électrons interagissent avec les électrons ou les noyaux du milieu traversé. Les trois principaux modes d'interactions des électrons avec la matière sont les interactions avec les électrons du milieu ainsi que la diffusion élastique et inélastique sur les noyaux.

### Les interactions avec les électrons de la cible

Les électrons incidents ayant la même masse que les électrons atomiques avec lesquels ils interagissent, ils sont fortement diffusés. De plus, une fraction importante de l'énergie de l'électron peut être perdue en une seule collision et l'énergie maximale transférable au cours d'une collision est égale à l'énergie de l'électron incident  $E_{inc}$ . Cependant, après la collision, les électrons diffusés et arrachés étant indiscernables, il est d'usage de qualifier l'électron le plus rapide de diffusé, et l'électron le plus lent d'éjecté.

### La diffusion élastique sur les noyaux

Dans le champ coulombien d'un noyau de charge  $Z_e$ , l'électron diffuse mais sans perte d'énergie appréciable en raison de la grande différence de masse (rebondissement sur un obstacle fixe). La probabilité de diffusion augmente en  $Z^2$  et est, pour un angle de diffusion donné, d'autant plus grande que l'énergie de l'électron est faible.

### La diffusion inélastique sur les noyaux (Bremsstrahlung)

Un électron se déplaçant au voisinage d'un noyau est soumis à des forces d'accélération. Quand une particule de charge électrique  $ze$  subit une accélération, elle rayonne de l'énergie sous forme d'une onde électromagnétique et se ralentit. La fraction de l'énergie de l'électron émise sous forme de rayonnement de freinage (Bremsstrahlung qui vient de l'allemand *bremsen* signifiant freiner et *strahlen* rayonner) augmente avec l'énergie de l'électron et est favorisée dans les milieux absorbants de numéro atomique élevé (dépendance en  $Z^2$ ). Le spectre de photons émis est un spectre continu dont l'énergie maximale est égale à l'énergie cinétique des électrons. Cependant, l'énergie rayonnée par l'électron est surtout rayonnée en photons de faible énergie.

Il existe d'autres types de collisions entre un électron et la matière, comme par exemple l'effet Cerenkov, qui entraîne l'émission d'un photon se situant dans la gamme d'énergie 1,5-3 eV. Cet effet contribue peu au ralentissement de l'électron. On peut caractériser la perte d'énergie des électrons dans la matière par le biais d'un pouvoir d'arrêt ( $dE/dx$ ) qui tient compte d'une part de la contribution due à la collision proprement dite et d'autre part de la contribution due au rayonnement. Les pouvoirs d'arrêt des électrons en fonction de l'énergie sont représentés pour les trois principaux tissus biologiques du corps humain : l'os dur, le tissu mou et le tissu pulmonaire par les figures A.4, A.5 et A.6. On constate alors que la contribution de la diffusion inélastique sur les noyaux au ralentissement des électrons est très faible en comparaison avec les interactions avec les électrons de la cible et la diffusion élastique sur la gamme d'énergie étudiée.

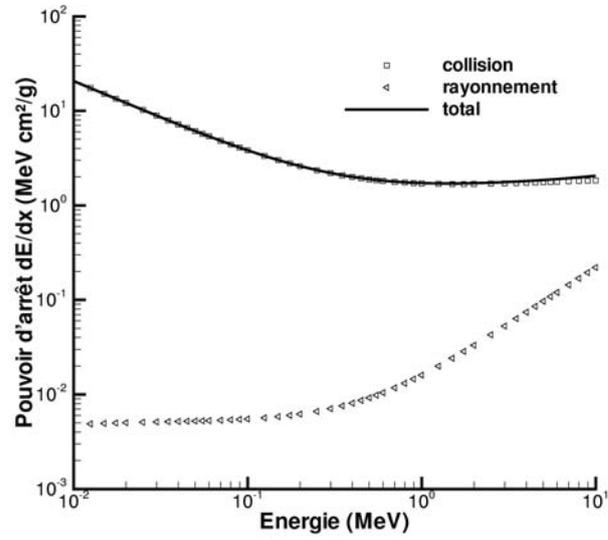


FIG. A.4 – Pouvoir d'arrêt des électrons en fonction de l'énergie incidente pour l'os dur.

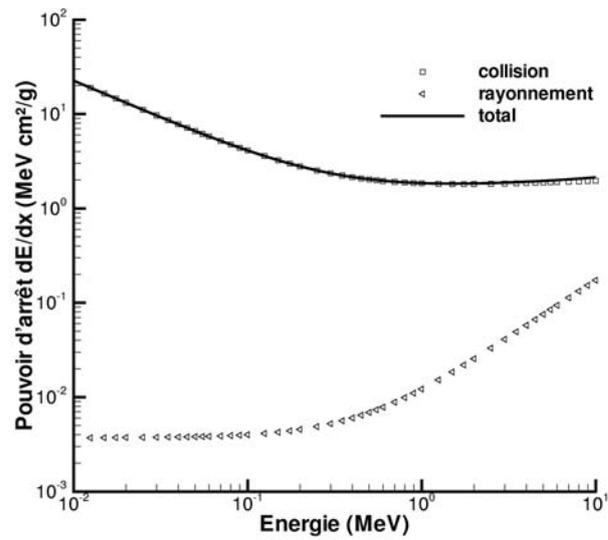


FIG. A.5 – Pouvoir d'arrêt des électrons en fonction de l'énergie incidente pour le tissu mou.

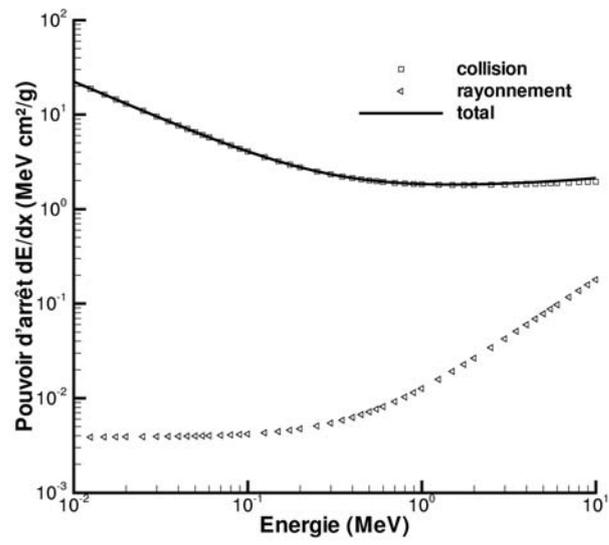


FIG. A.6 – Pouvoir d'arrêt des électrons en fonction de l'énergie incidente pour le tissu pulmonaire.

# Annexe B

## Fichier d'entrée MCNPX : cellules, surfaces et matériaux du fantôme

```
c fantome mathematiques avec des macrobodies autre que rec
c dosimetrie externe
c valide par Christophe Furstoss et Stephanie Menard
c description des cellules
c le contenu du tronc moins les organes
1 1 -1.04 -1 (13 -12 10 11 : 12) (-16 :-14 :15 :-215 :214 :(-216 217))(-282 :281 :((-20 :19)
(-22 :21) (-24 :23) (-26 :25)(-28 :27) (-30 :29) (-32 :31)(-34 :33) (-36 :35)
(-38 :37)(-40 :39) (-42 :41))) (110 :46 :-111 :113) (112 :-114 :110 :46)
(-46 :-281 :45 :-244 :245 :((-101 :103)(-100 :102))) (-222 :(220 221))((50 :51)
(-51 :551 :49)) 52 (14 :-153 :253 :-54 :55 :-56 :-57 :(-320 322 -303)
:(-330 334 -322) :(-332 -334 -1)) 56 57 (320 :-322 :303) ((330 :-334 :322) (332 :334 :1))
((-200 :((201 :202) (-201 :204)))(200 :((201 :210) (-201 :206))))
((230 :-232) (231 :233)) ((69 :70 :282) (69 :70 :42))(-182 :((181 :
(185 -186 -184 183)) (180 :(-189 -188 -187)))) 71 72 (-75 :73 :((-74 :-232)232))
76 79 80 (81 :-82) 88 (90 :-17) 17 imp :p,n=1 vol=31800
c la tete
2 1 -1.04 -400 270 ((170 171 :175) 172 173) (174 :((-170 :-171 :-172 :-173) -175))
: (-2 270 18 (-18 :43)(46 :-48 :47 :-43 :-18)) :(-3 270 18 (-18 :43)
(46 :-48 :47 :-43 :-18)) imp :p,n=1 vol=2768
c les jambes
3 1 -1.04 ((-4 8 :-5 9) 86 -13) :(-8 86 -87 : -9 86 -87) imp :p,n=1 vol=18000
c le squelette
4 2 -1.4 (-8 : -9) 87 -13 1 imp :p,n=1 vol=2800 $ os des jambes
5 2 -1.4 (-10 : -11) 13 -12 imp :p,n=1 vol=956 $ os des bras
6 2 -1.4 16 14 -15 215 -214 (216 : -217) imp :p,n=1 vol=606 $ pelvis
7 2 -1.4 -17 imp :p,n=1 vol=754 $ colonne vertebrale
70 2 -1.4 -270 imp :p,n=1 vol=166 $ colonne vertebrale dans cou
8 2 -1.4 (18 -43 : -46 48 -47 43 18) imp :p,n=1 vol=923 $ crane
9 2 -1.4 10 11 282 -281 (20 -19 :22 -21 :24 -23 :26 -25 :28 -27 :30 -29 :32 -31 :
32 -31 : 34 -33 :36 -35 :38 -37 :40 -39 : 42 -41 )imp :p,n=1 vol=694
10 2 -1.4 (( -110 -46 111 -113) :(-112 114 -110 -46)) -1 imp :p,n=1 vol=54.7
11 2 -1.4 46 281 -45 244 -245 ( (101 -103) : (100 -102)) imp :p,n=1 vol=202
c glandes surrenales
12 1 -1.04 222 (-220 :-221) imp :p,n=1 vol=15.7
```

c seins  
13 1 -1.04 1 -371 : 1 -373 imp :p,n=1 vol=337  
c vesicule biliaire  
14 1 -1.04 (-50 -51) : ( 51 -551 -49 ) imp :p,n=1 vol=63.7  
c estomac  
15 1 -1.04 -52 imp :p,n=1 vol=402  
c intestin  
16 1 -1.04 -14 153 -253 54 -55 56 57 (320 :-322 :303)  
(330 :-334 :322)(332 :334 :1) imp :p,n=1 vol=1060  
17 1 -1.04 -56 imp :p,n=1  
18 1 -1.04 -57 imp :p,n=1 vol=248  
19 1 -1.04 -320 322 -303 imp :p,n=1 vol=191.9  
20 1 -1.04 (-330 334 -322) :(-332 -334 -1) imp :p,n=1 vol=106  
c coeur  
21 1 -1.04 (200 ((-201 -202) :(201 -204))) :(-200  
((-201 -210) :(201 -206))) imp :p,n=1 vol=740  
c reins  
22 1 -1.04 (-230 232) :(-231 -233) imp :p,n=1 vol=288  
c foie  
23 1 -1.04 (-282 -69 -70 ) : (-69 -70 -42) imp :p,n=1 vol=1830  
c poumons  
24 3 -0.296 182 (( -181 (-185 :186 :184 :-183)) : (-180 (189 :188 :187))) imp :p,n=1 vol=3380  
c ovaires  
25 1 -1.04 -71 : -72 imp :p,n=1 vol=8.38  
c pancreas  
26 1 -1.04 75 -73 ( 74 232 : -232) imp :p,n=1 vol=90.7  
c rate  
27 1 -1.04 -76 imp :p,n=1 vol=176  
c testicules  
28 1 -1.04 -77 : -78 imp :p,n=1 vol=37.6  
c thymus  
29 1 -1.04 -79 imp :p,n=1 vol=20.1  
c thyroide  
30 1 -1.04 (((-170 :-171) -175) :-172 :-173) :  
(-174 ((170 171 172 173) :175)) imp :p,n=1 vol=19.9  
c vessie  
31 1 -1.04 -80 imp :p,n=1  
c uterus  
32 1 -1.04 -81 82 imp :p,n=1 vol=76  
c male genitalia  
33 1 -1.04 86 -83 84 85 -7 6 -13 91 92 77 78 imp :p,n=1 vol=131  
c cerveau  
34 1 -1.04 -18 imp :p,n=1 vol=1370  
c oesophage  
350 4 -1.2e-3 -89 imp :p,n=1  
35 1 -1.04 89 -88 : -90 17 imp :p,n=1 vol=44.7  
c peau  
36 1 -1.04 -13 93 (-92 :-91) (13 :9 :-87) (13 :8 :-87)

```

(13 :-86 :5) (13 :-86 :4) vol=1197 imp :p,n=1
360 1 -1.04 1 371 373 -94 400 :400 -95 :(-97 2 :97 -98 3) vol=1693 imp :p,n=1
c vide entourant le fantome
37 0 -99 (13 :-93 :(91 92))(-86 :83 :-84 :-85 :7 :-6 :13 :-91 :-92) (94 95 97 98 371 373) imp :p,n=1
c vide exterieur a la simul
38 0 99 imp :p,n=0

c description des surfaces
c le tronc vol 43982.297515
1 rec 0 0 0 0 70. 0 10 0 20.
c tete vol 5247.330999
c cou vol 769.5142709
400 rcc 0 0 70. 0 0 8.4 5.4
c volume 3279.82273
2 rec 0 0 78.4 0 0 13.05 0 10 0 8.
c volume 2395.987997
3 sq 5112.25 3271.84 6400 0 0 0 -327184 0 0 91.45
c jambes
4 gq 1 1 0 0 0 0.2 20 0 0 0
5 gq 1 1 0 0 0 -0.2 -20 0 0 0
86 pz -80
c Male genitalia
6 pz -4.8
7 py 0
83 p 10 0 -1 100
84 p 10 0 1 -100
85 p 0 10 1 -100
c Squelette
c os des jambes
8 gq 1 1 0.009069 0 0 0.200501 20 0 1.785714 87.75
9 gq 1 1 0.009069 0 0 -0.200501 -20 0 1.785714 87.75
87 pz -79.8
c os des bras
10 gq 0.5102041 0.1371742 0 0 0 0.010352 -19.489796 0 -0.204969 185.87755
11 gq 0.5102041 0.1371742 0 0 0 0.010352 18.06122449 0 0.1759834 159.59184
12 pz 69
13 pz 0
c pelvis
14 sq 127.69 127.69 0 0 0 0 -16304.7361 0 -3.8 0
214 pz 22
15 sq 144 144 0 0 0 0 -20736 0 -3 0
215 pz 0
16 py -3
216 pz 14
217 py 5
c colonne
17 rec 0 5.5 22 0 0 48 0 2.5 0 2
270 rec 0 1.45 70 0 0 10.54 0 2.5 0 2

```

c crane

18 SQ 2445.3025 1440.2025 3221.6976 0 0 0 -106517.3769 0 0 91.05  
 43 SQ 3991.080625 2487.515625 5076.5625 0 0 0 -224498.285156 0 0 91.05  
 47 rec 0 0 78.4 0 0 10.73 0 9 0 7.  
 48 rec 0 0 78.4 0 0 10.73 0 7.6 0 5.6  
 281 sq 96.04 289 0 0 0 0 -27755.56 0 0 0  
 282 rec 0 0 35.1 0 0 32.2 0 9.3 0 16.5  
 19 PZ 67.3  
 20 PZ 65.9  
 21 PZ 64.5  
 22 PZ 63.1  
 23 PZ 61.7  
 24 PZ 60.3  
 25 PZ 58.9  
 26 PZ 57.5  
 27 PZ 56.1  
 28 PZ 54.7  
 29 PZ 53.3  
 30 PZ 51.9  
 31 PZ 50.5  
 32 PZ 49.1  
 33 PZ 47.7  
 34 PZ 46.3  
 35 PZ 44.9  
 36 PZ 43.5  
 37 PZ 42.1  
 38 PZ 40.7  
 39 PZ 39.3  
 40 PZ 37.9  
 41 PZ 36.5  
 42 PZ 35.1

c clavicules

110 TZ 0 11.10 68.25 20 0.7883 0.7883  
 111 P 7.0342 1 0 11.1  
 112 P 7.0342 -1 0 -11.1  
 113 P 0.89415 1 0 11.1  
 114 P 0.89415 -1 0 -11.1

c omoplates

44 rec 0 0 50.9 0 0 16.4 0 9.8 0 17.  
 45 rec 0 0 50.9 0 0 16.4 0 9.8 0 19  
 244 pz 50.9  
 245 pz 67.3  
 46 py 0  
 100 p 0.25 1 0 0  
 101 p -0.25 1 0 0  
 102 p 0.8 1 0 0  
 103 p -0.8 1 0 0  
 104 px 0

c glandes surrenales

220 1 SQ 6.25 56.25 0.5625 0 0 0 -14.0625 0 0 0

221 2 SQ 6.25 56.25 0.5625 0 0 0 -14.0625 0 0 0

222 PZ 38

c seins

C gauche

371 SQ 268.714056 352.031406 388.582656 0 0 0 -6062.860894 10 -8.660254 52

C droit

373 SQ 268.714056 352.031406 388.582656 0 0 0 -6062.860894 -10 -8.660254 52

c vesicule biliaire differente du mird

49 3 gq 1 1 -0.05175625 0 0 0 0 0.9646 -4.4944

50 3 sph 0 0 0 2.12

51 3 pz 0

551 3 pz 8

c estomac

52 SQ 576 1024 144 0 0 0 -9216 8 -4 35

c petit intestin

153 pz 17

253 pz 27

53 rec 0 -3.8 17 0 0 10 0 11.3 0 11.3

54 py -4.86

55 py 2.2

c grand intestin

56 rec -8.5 -2.36 14.45 0 0 9.55 2.5 0 0 2.5 0

c colon transverse

57 rec -10.5 -2.36 25.5 21 0 0 0 1.5 0 2.5 0

c grand intestin partie basse

320 GQ 4.5369 3.5344 0.106435 0 1.156545 -0.463191 -72.816057 -10.085068 2.067006 283.328636

322 PZ 8.72

303 pz 24.

C colon

330 TY 3.0 0 8.72 5.72 1.57 1.57

332 TY 3.0 0 0 3.0 1.57 1.57

334 PX 3

c coeur

200 4 PX 0

201 4 PZ 0

C ventricule gauche

202 4 SQ 1225 3624.04 1849 0 0 0 -90601 0 0 0

C ventricule droit

204 4 SQ 240.25 710.7556 1849 0 0 0 -17768.89 0 0 0

C oreillette gauche

206 4 SQ 240.25 280.2276 729 0 0 0 -7005.69 0 0 0

C oreillette droite

210 4 SQ 1225 1428.84 729 0 0 0 -35721 0 0 0

c reins

230 SQ 68.0625 612.5625 45.5625 0 0 0 -1378.265625 6 6 32.5

231 SQ 68.0625 612.5625 45.5625 0 0 0 -1378.265625 -6 6 32.5

```

232  PX 3
233  PX -3
c foie
69  rec 0 0 27 0 0 16 0 8 0 16.5
70  p 2.85474e-2 2.22222e-2 -2.32558e-2 -1
c poumons
180  SQ 32.4 14.4 1.40625 0 0 0 -810 8.5 0 43.5
181  SQ 32.4 14.4 1.40625 0 0 0 -810 -8.5 0 43.5
182  PZ 43.5
183  PX -5.4
184  PY 1.5
185  PZ 46
186  PZ 54
187  PX 8
188  PY 1
189  PZ 55
c ovaires
71  sq 1 4 .25 0 0 0 -1 -6 0 15
72  sq 1 4 .25 0 0 0 -1 6 0 15
c pancreas
73  sq 15.6816 2787.84 368.4 0 0 0 -4014.4896 -1 0 37
74  pz 37
75  px -1
c rate
76  sq 144 441 49 0 0 0 -1764 11 3 37
c testicules
77  sq 11.9025 8.9401 3.8025 0 0 0 -20.115225 -1.3 -8 -2.3
78  sq 11.9025 8.9401 3.8025 0 0 0 -20.115225 1.3 -8 -2.3
c thymus
79  sq 10.24 36 1.44 0 0 0 -23.04 0 -7.3 57
c thyroïde
170  SPH -1.80 -2.30 71.10 1.1
171  SPH 1.80 -2.30 71.10 1.1
172  TRC -1.8 -2.30 71.1 0 0 3.9 1.1 0.4
173  TRC 1.8 -2.30 71.1 0 0 3.9 1.1 0.4
174  RCC -1.8 -3.1 71.1 3.6 0 0 0.3
175  PZ 71.1
c vessie
80  sq 142.9881199 293.9429326 293.9429326 0 0 0 -3514.900217 0 -4.5 8
c uterus
81  sq 67.16458116 16.92005956 187.043917 0 0 0 -461.0445509 0 -2 14
82  py -4.62
c oesophage
88  rec 0 2.575 43 0 0 27 0 0.42 0 1.17
89  rec 0 2.575 43 0 0 27 0 0.12 0 0.87
90  5 rec 0.1 0 0 7.7 0 0 0.7
c peau
c jambes

```

```
91  gq 1 1 0 0 0 0.2 20.2 0 -0.02 -2
92  gq 1 1 0 0 0 -0.2 -20.2 0 -0.02 -2
93  pz -80.2
94  rec 0 0 0 0 0 70.2 0 10.2 0 20.2
95  rcc 0 0 70 0 0 8.4 5.6
96  rec 0 5.5 70 0 0 10.54 0 2.7 0 2
97  rec 0 0 78.4 0 0 13.05 0 10.2 0 8.2
98  sq 5620.5009 3632.4729 6995.6496 0 0 0 -377922.4805 0 0 91.45
c volume entourant le fantome
99  rpp -200 200 -200 200 -250 250
199  py -25
750  sph 0 0 0 100

TR1  3.5 5 38 0.6157 0.788 0 -0.788 0.6157 0 0 0 1
TR2  -3.5 5 38 0.6157 -0.788 0 0.788 0.6157 0 0 0 1
TR3  -4.5 -3.2 30 0.9615 0 -0.2748 -0.0574 0.9779 -0.2008 0.2687 0.2090 0.9403
TR4  1 -1.8 50 0.6751 -0.4727 -0.5664 -0.4640 0.3249 -0.8241 0.5736 0.8191 0
TR5  0 2.575 42.3 0.7360836 -0.6049687 -0.3036345 0.6349453 0.7725571 0
    0.2345750 -0.1927913 0.9524886
C tissu mou (rho = 1.04 g/ml)
M1  1000 -0.10454
    6000 -0.22663
    7000 -0.0249
    8000 -0.63525
    11000 -0.00112
    12000 -0.00013
    14000 -0.00030
    15000 -0.00134
    16000 -0.00204
    17000 -0.00133
    19000 -0.00208
    20000 -0.00024
    26000 -0.00005
    30000 -0.00003
    37000 -0.00001
    40000 -0.00001
C squelette (rho = 1.4 g/ml)
M2  1000 -0.07337
    6000 -0.25475
    7000 -0.03057
    8000 -0.47893
    9000 -0.00025
    11000 -0.00326
    12000 -0.00112
    14000 -0.00002
    15000 -0.05095
    16000 -0.00173
    17000 -0.00143
```

19000 -0.00153  
20000 -0.10190  
26000 -0.00008  
30000 -0.00005  
37000 -0.00002  
38000 -0.00003  
82000 -0.00001  
C poumons (rho = 0.296)  
M3 1000 -0.10134  
6000 -0.10238  
7000 -0.02866  
8000 -0.75752  
11000 -0.00184  
12000 -0.00007  
14000 -0.00006  
15000 -0.00080  
16000 -0.00225  
17000 -0.00266  
19000 -0.00194  
20000 -0.00009  
26000 -0.00037  
30000 -0.00001  
37000 -0.00001  
C Air (rho = 0.001020)  
M4 6000 -0.000124  
7000 -0.755267  
8000 -0.231781  
18000 -0.012827  
c source photons

# Annexe C

## Positions de détection déterminées

Les positions sont en centimètre et l'origine O du repère ( O, x, y , z), comme dit précédemment est situé au centre de la base du tronc du fantôme mathématique (figure 2.1).

TAB. C.1 – Positions de détections choisies (centre des organes) pour les organes dont le volume est inférieur ou égal à  $20 \text{ cm}^3$ .

Organes	Positions de détection		
	x (cm)	y (cm)	z (cm)
Glande surrénale droite	-4	5	40
Glande surrénale gauche	4	5	40
Ovaire droite	-6	0	15
Ovaire gauche	6	0	15
Testicule droit	0	-8	-2
Testicule gauche			
Thymus	0	-7	57
Thyroïde	0	-2	71

TAB. C.2 – Positions de détections déterminées à partir de l'étude de la distribution spatiale de l'énergie déposée de 50 keV à 4 MeV pour les 4 configurations d'irradiation standard AP, PA, RLAT et LLAT.

Organes	Positions déterminées		
	x (cm)	y (cm)	z (cm)
Cerveau	0,0	-1,0	92,0
Cœur	0,0	-3,0	50,0
Côlon ascendant	-8,0	-3,0	24,0
Côlon descendant	10,0	-1,0	20,0
Côlon sigmoïde	6,0	-1,0	4,0
Côlon transverse	0,0	-3,0	26,0
Estomac	8,0	-3,0	36,0
Foie	-10,0	-1,0	42,0
Œsophage	0,0	3,0	56,0
Pancréas	2,0	1,0	38,0
Petit intestin	0,0	-3,0	22,0
Poumon droit	-12,0	-1,0	56,0
Poumon gauche	12,0	-1,0	56,0
Rate	12,0	3,0	38,0
Rein droit	-6,0	6,0	32,0
Rein gauche	6,0	6,0	32,0
Sein droit	-10,0	-10,0	52,0
Sein gauche	-10,0	-10,0	52,0
Vésicule biliaire	-4,0	-3,0	32,0
Vessie	0,0	-5,0	8,0
Utérus	0,0	-1,0	14,0

TAB. C.3 – Positions de détection déterminées pour le squelette.

Squelette	Positions déterminées		
	x (cm)	y (cm)	z (cm)
Clavicule droite	-9,5	-6,5	68,0
Clavicule gauche	9,5	6,5	68,0
Colonne vertébrale	0,0	1,0	76,0
	0,0	5,0	52,0
	0,0	5,0	28,0
Côtes	-16,0	-3,0	38,0
	16,0	-3,0	38,0
	-16,0	3,0	38,0
	16,0	3,0	38,0
	-16,0	-3,0	50,0
	16,0	-3,0	50,0
	-16,0	3,0	50,0
	16,0	3,0	50,0
	-16,0	-3,0	66,0
	16,0	-3,0	66,0
	-16,0	3,0	66,0
	16,0	3,0	66,0
Crâne	6,4	-1,0	88,0
	-6,3	1,0	88,0
	-6,1	-1,0	94,0
	6,3	1,0	94,0
	-6,0	-3,0	84,0
	6,0	-3,0	84,0
Omoplate droite	-14,0	6,0	60,0
Omoplate gauche	14,0	6,0	60,0
Os du bras droit	-19,0	0,0	12,0
	-18,0	0,0	44,0
	-18,0	0,0	58,0
Os du bras gauche	19,0	0,0	12,0
	18,0	0,0	44,0
	18,0	0,0	58,0
Os de la jambe droite	-4,0	0,0	-66,0
	-6,0	0,0	-40,0
	-9,0	0,0	-14,0
Os de la jambe gauche	4,0	0,0	-66,0
	6,0	0,0	-40,0
	9,0	0,0	-14,0
Pelvis	-10,0	3,0	16,0
	10,0	3,0	16,0

TAB. C.4 – Positions de détection déterminées pour le muscle.

Muscle	Positions déterminées		
	x (cm)	y (cm)	z (cm)
Muscle : cou	0	-5	74
	0	5	74
	-4	0	74
	4	0	74
Muscle : jambes	14	0	-14
	-14	0	-14
	-10	-7	-14
	-10	7	-14
	10	-7	-14
	10	7	-14
	10	0	-40
	-10	0	-40
	-6	-5	-40
	-6	5	-40
	6	-5	-40
	6	5	-40
	6	0	-68
	-6	0	-68
	-4	-3	-68
	-4	3	-68
	4	-3	-68
	4	3	-68
Muscle : tete	-4	1	82
	4	1	82
	0	9	82
	0	7	82
	0	-10	82
Muscle : tronc	0	-7	32
	0	9	32
	-8	1	32
	8	0	32
	0	-7	12
	0	9	12
	-14	0	12
	14	0	12
	0	-9	58
	0	9	58
	-14	0	58
	14	0	58

# Annexe D

## Figures du chapitre III : réduction du nombre de positions de détection

Les valeurs de dose absorbées calculées sont représentées par des symboles. Afin de faciliter la lecture, les erreurs statistiques, toutes inférieures à 5 %, ne sont pas représentées sur le graphique. Les points sont reliés entre eux par des courbes lissées.

### Optimisation des positions en fonction des $w_T$ de la publication 60 de la CIPR

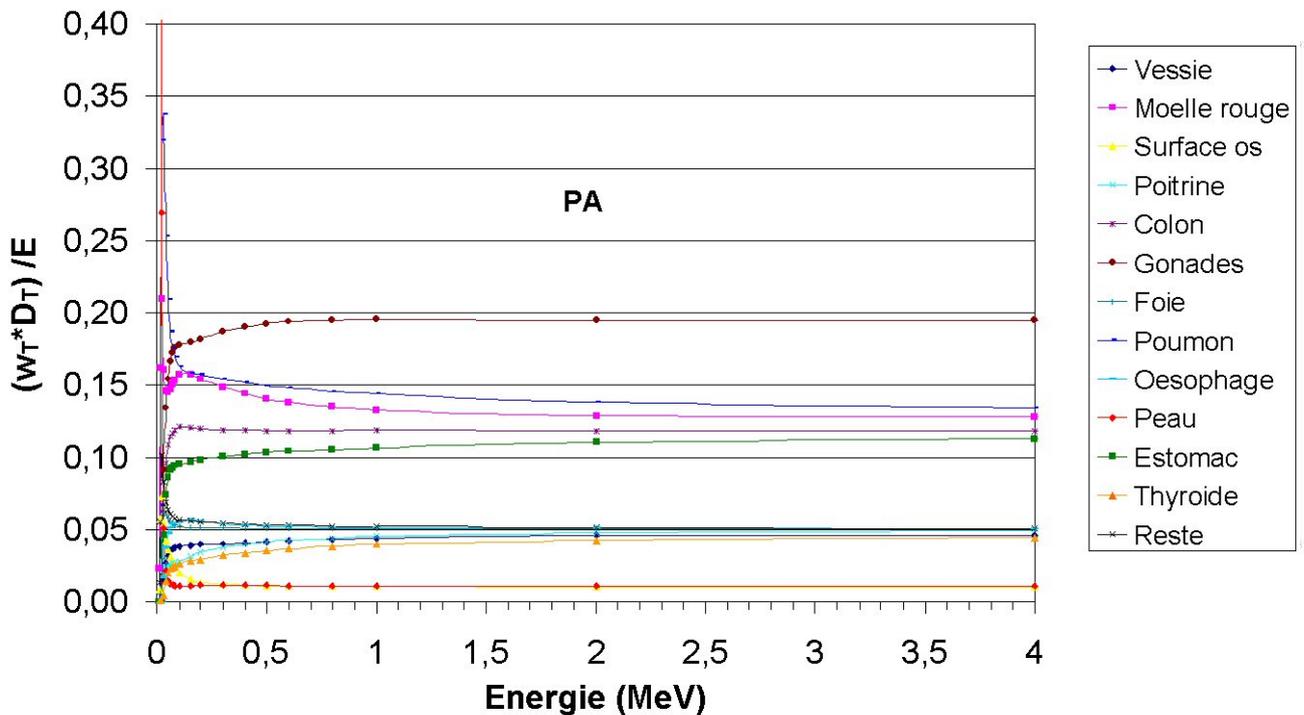


FIG. D.1 – Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 4 MeV en configuration d'irradiation PA.

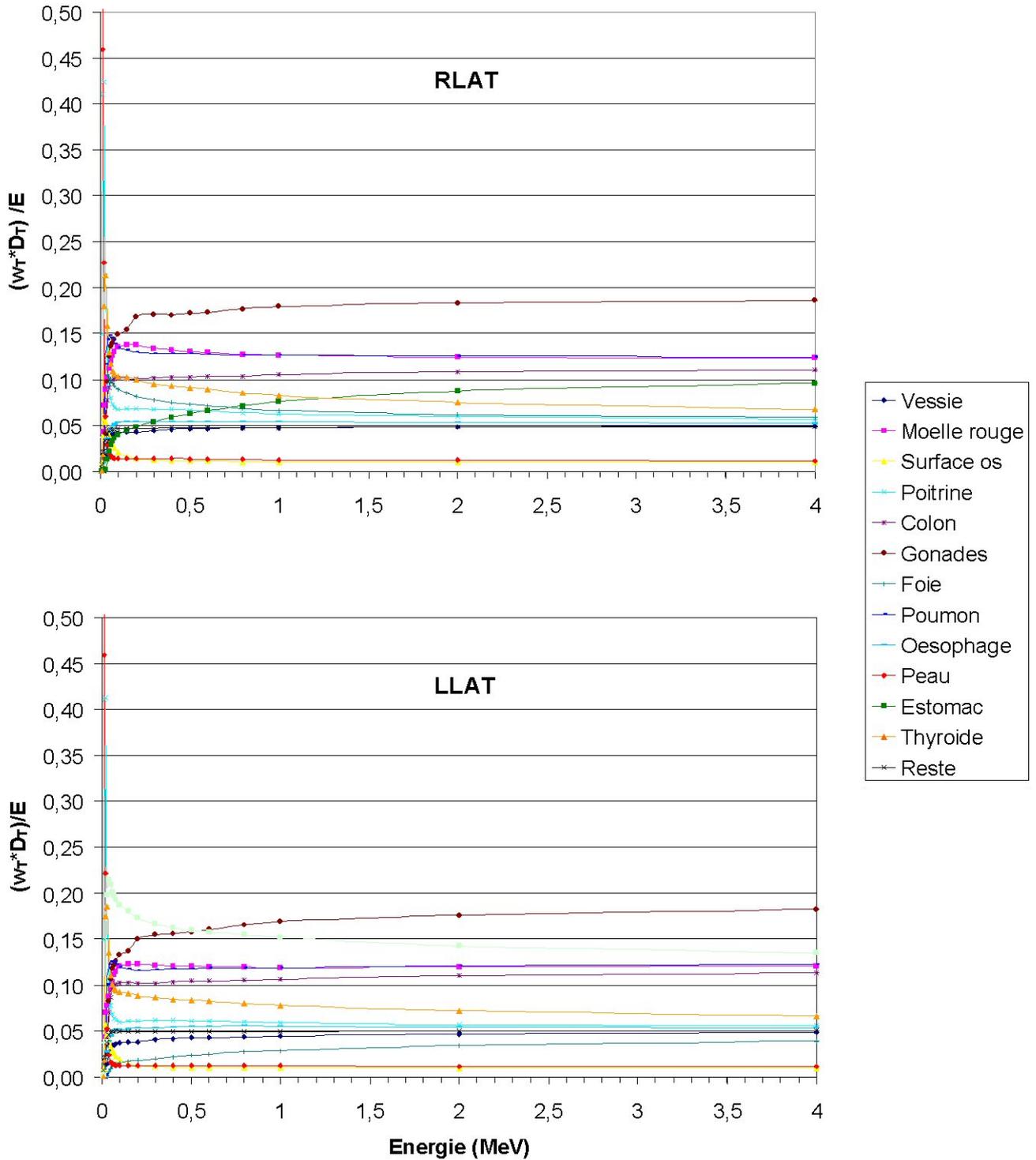


FIG. D.2 – Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 4 MeV pour les configurations d'irradiation RLAT et LLAT.

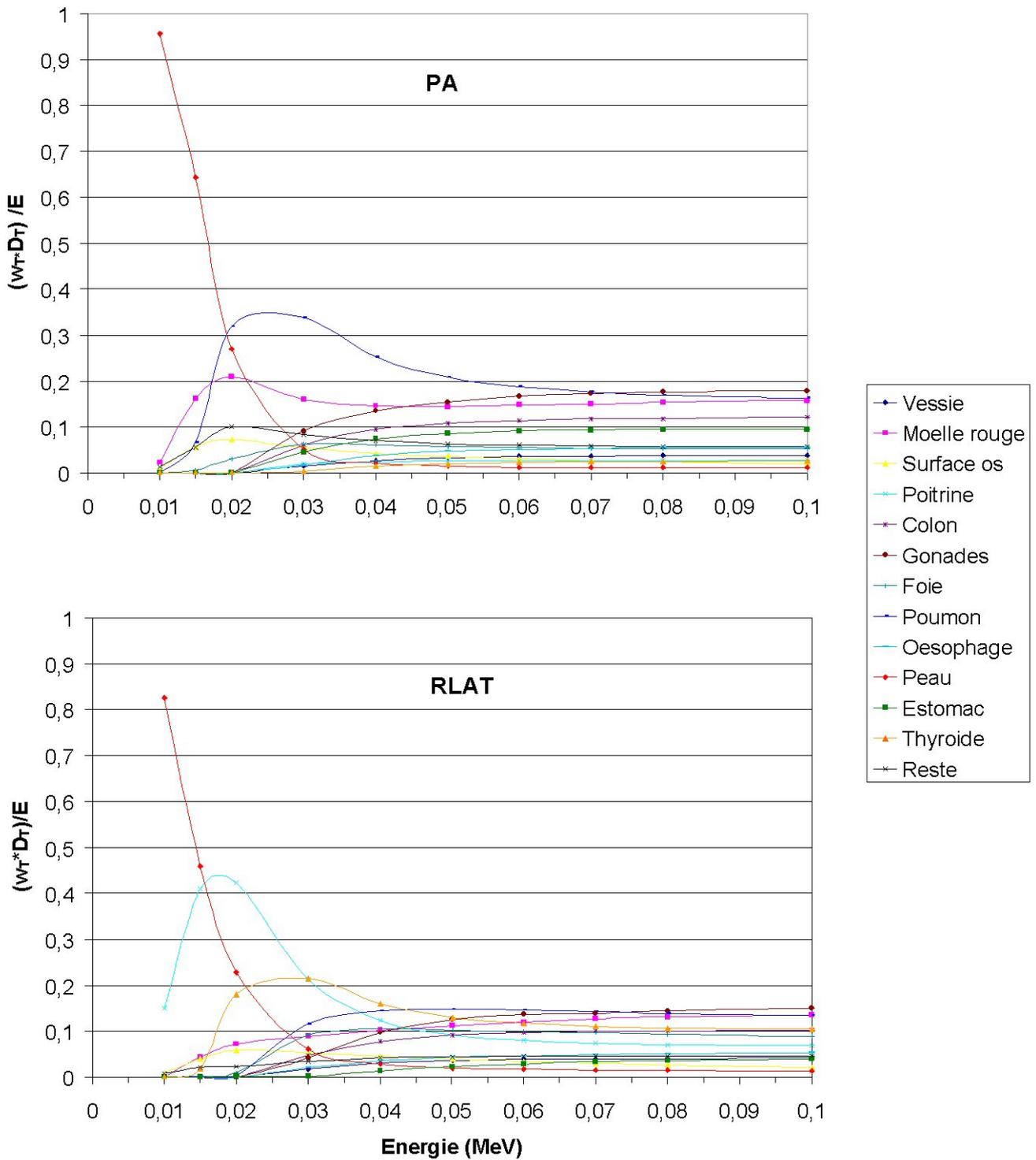


FIG. D.3 – Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 0,1 MeV en configurations d'irradiation PA et RLAT.

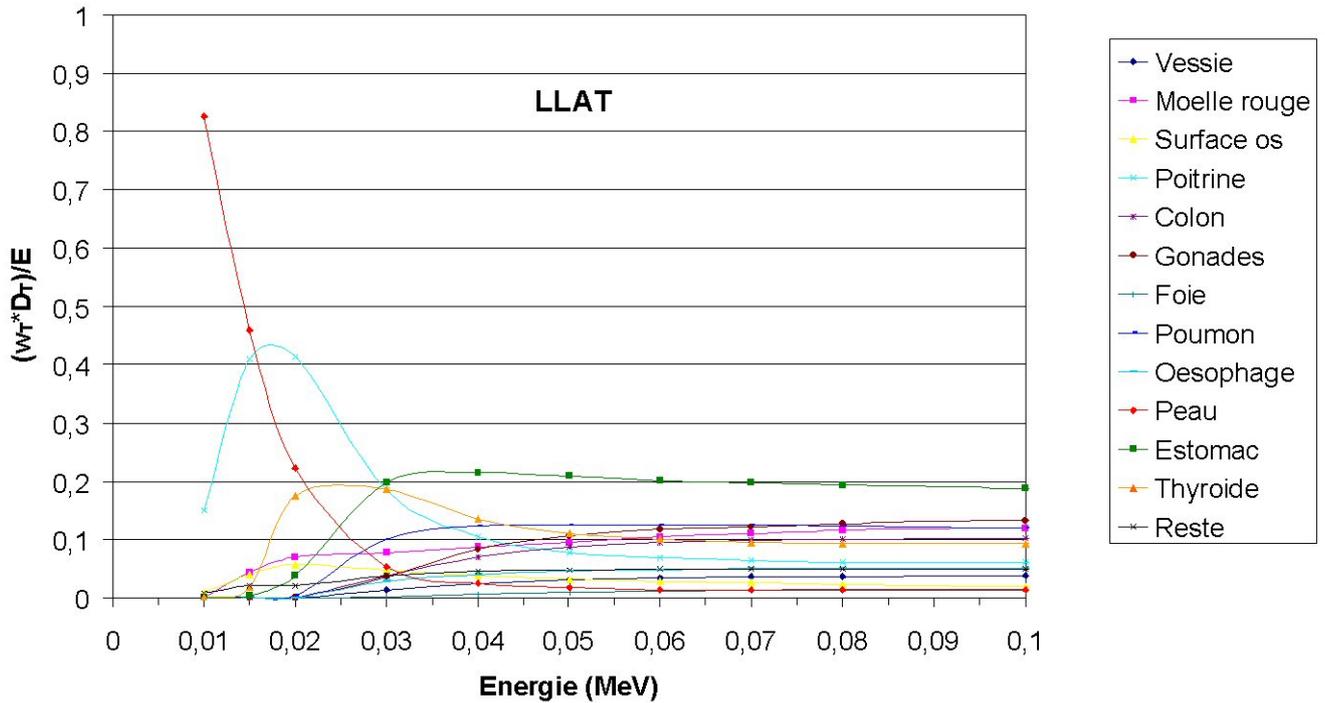


FIG. D.4 – Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 0,1 MeV en configuration d'irradiation LLAT.

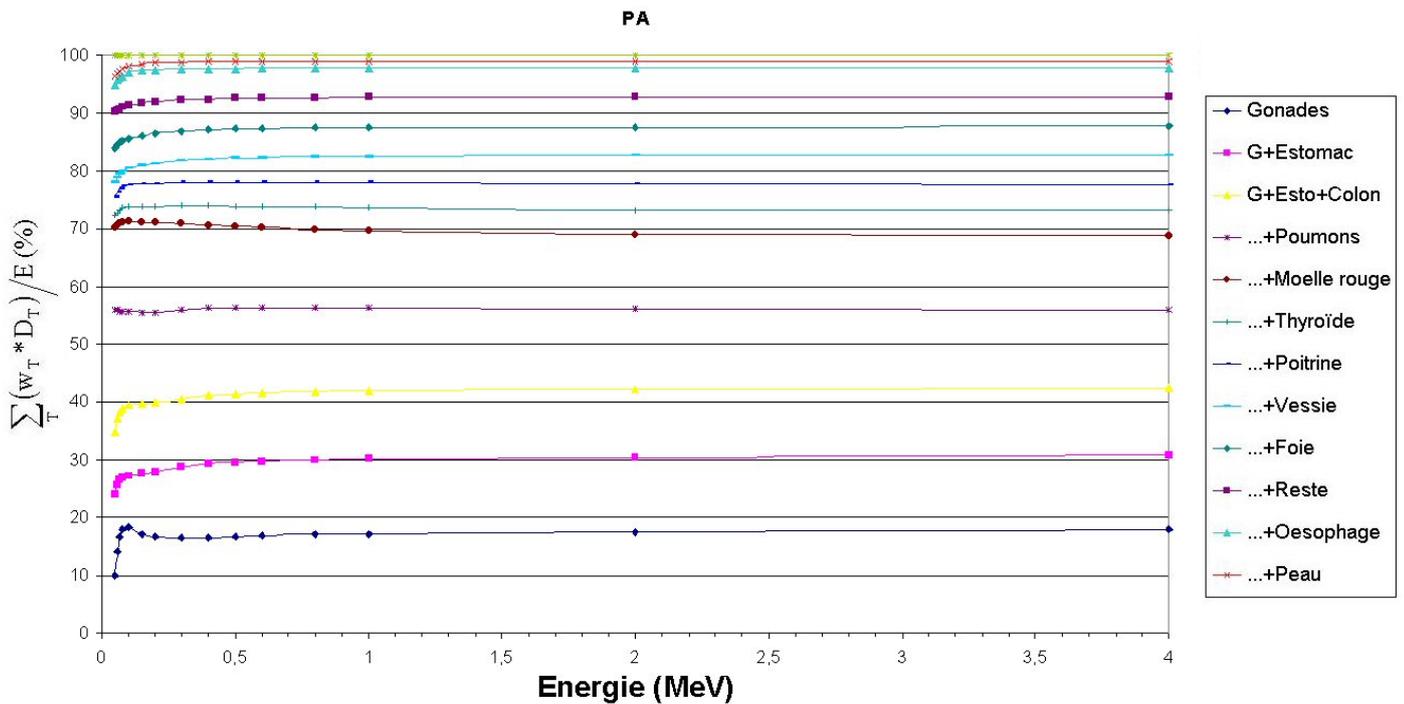


FIG. D.5 – Calcul du pourcentage d'évaluation de la dose efficace en fonction de l'énergie de 50 keV à 4 MeV en les configuration d'irradiation PA.

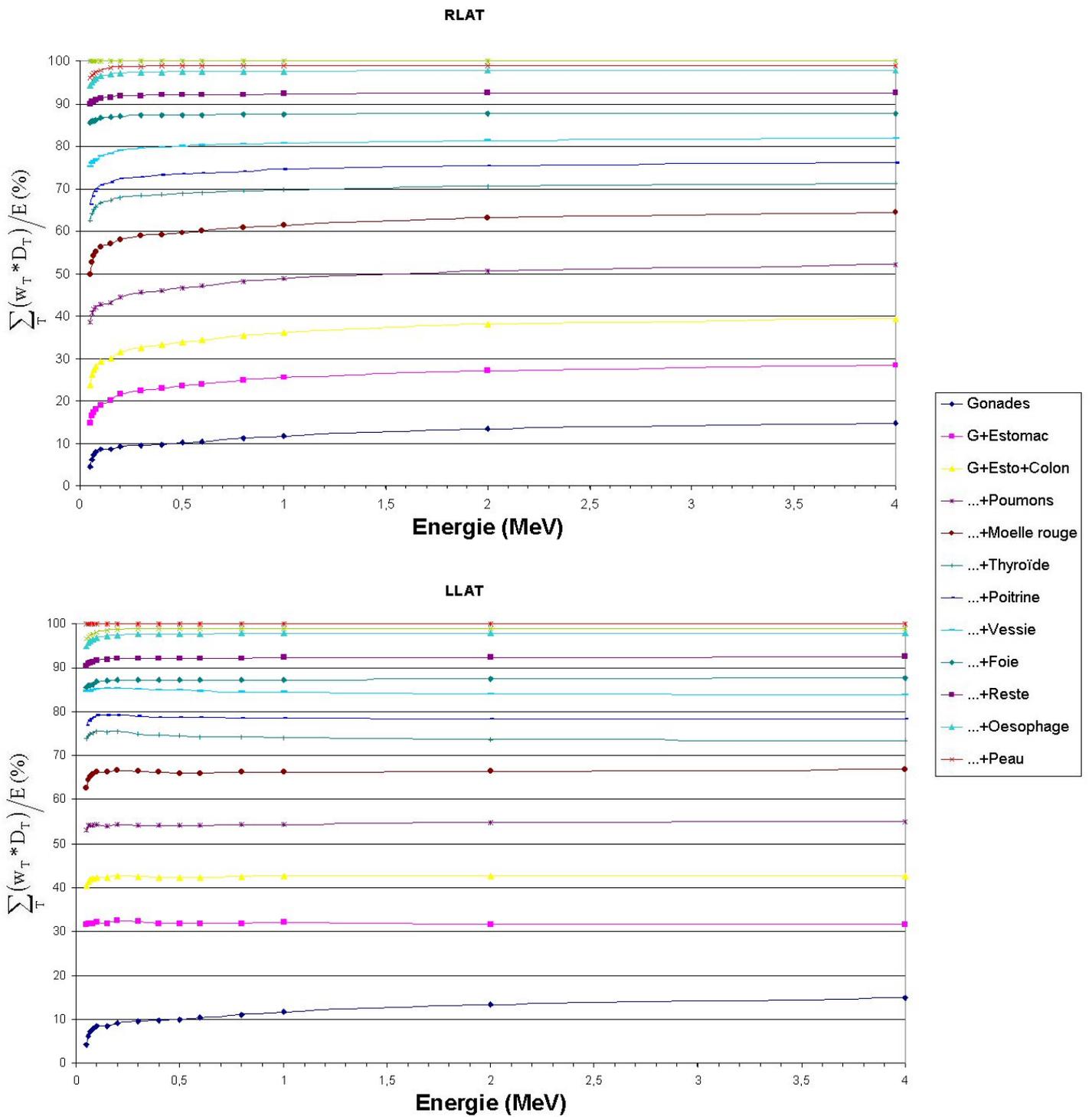


FIG. D.6 – Calcul du pourcentage d'évaluation de la dose efficace en fonction de l'énergie de 50 keV à 4 MeV pour les configurations d'irradiation RLAT et LLAT.

## Optimisation des positions en fonction des $w_T$ des nouvelles recommandations

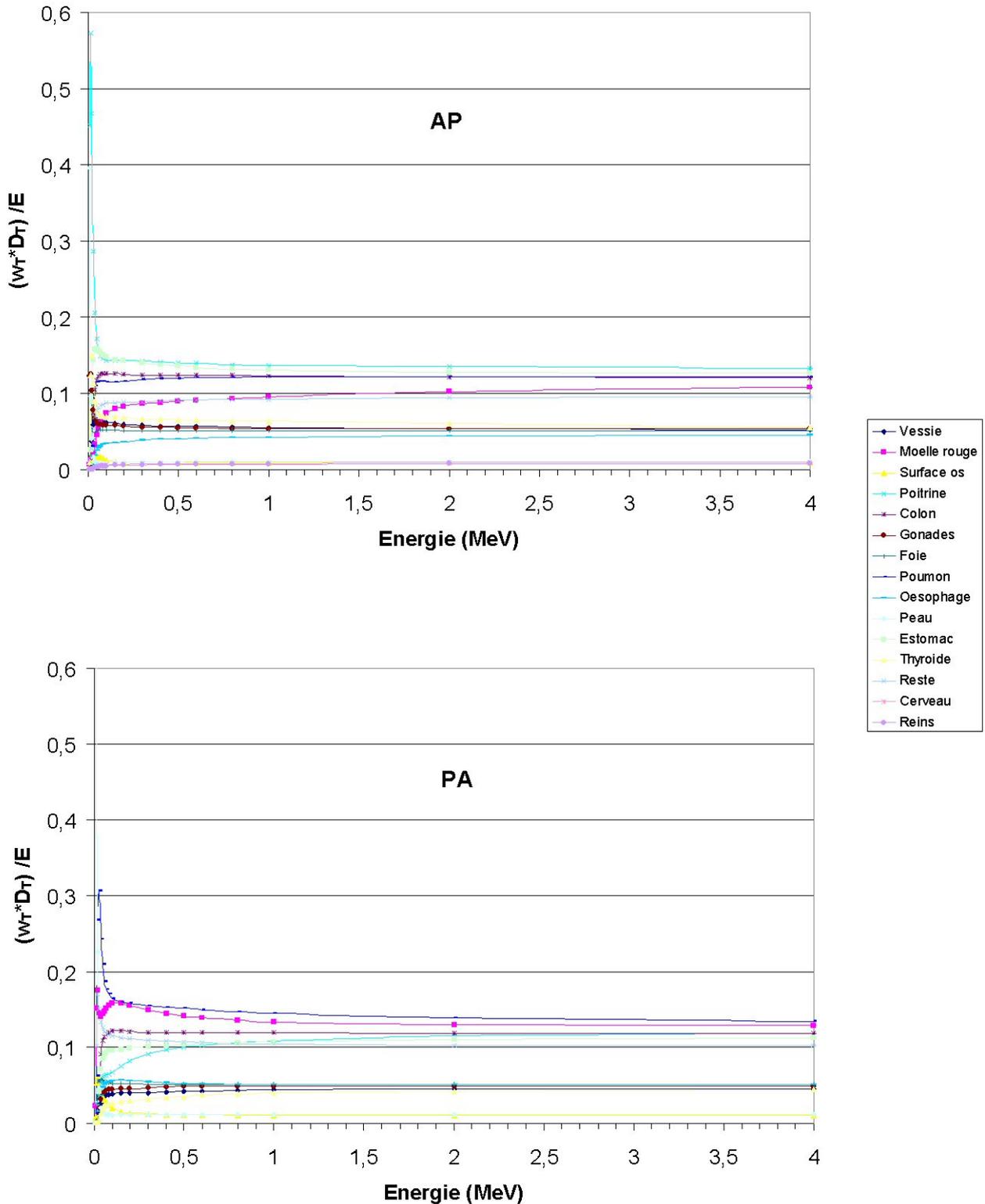


FIG. D.7 – Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 4 MeV pour les configurations d'irradiation AP et PA.

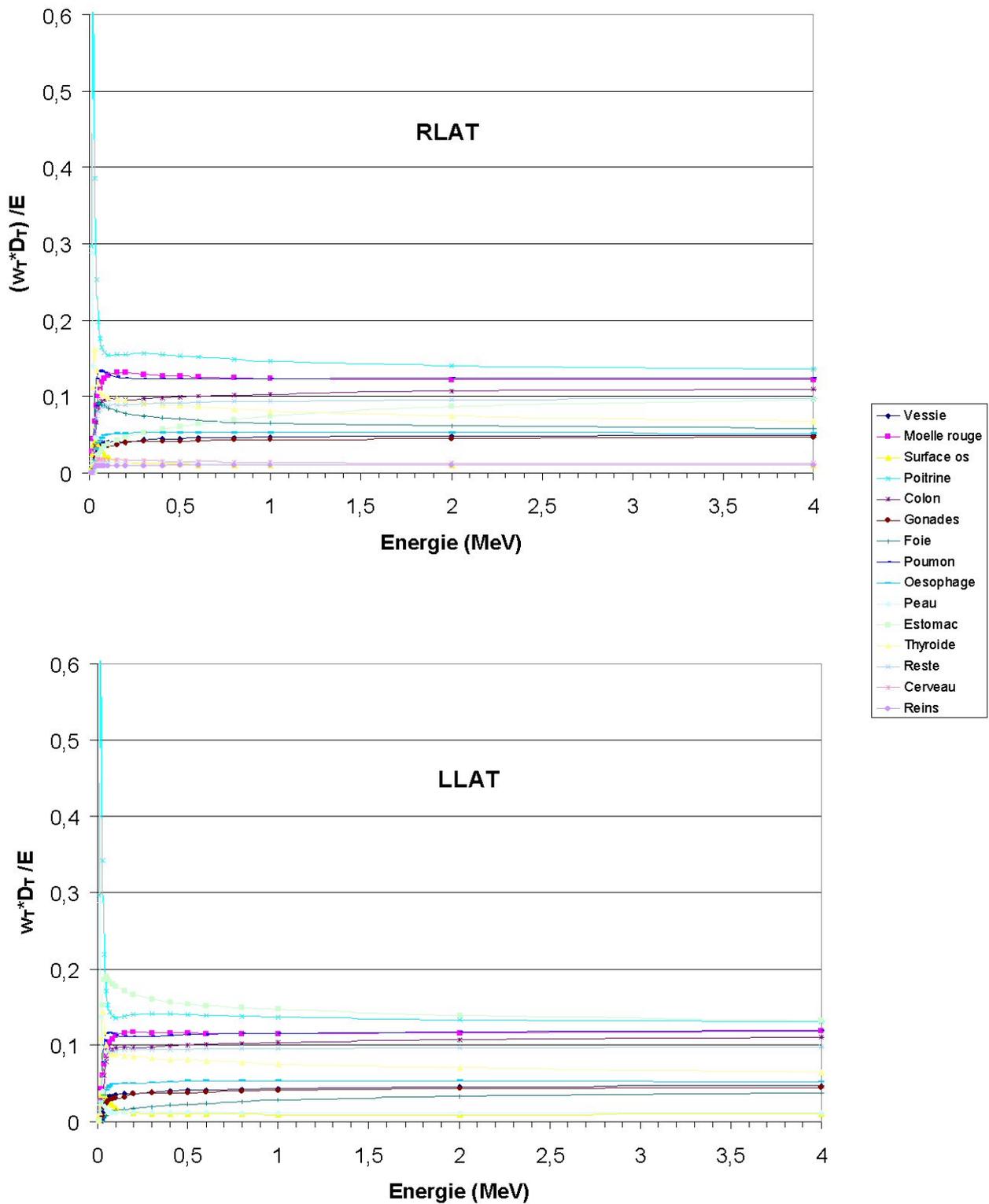


FIG. D.8 – Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 4 MeV pour les configurations d'irradiation RLAT et LLAT.

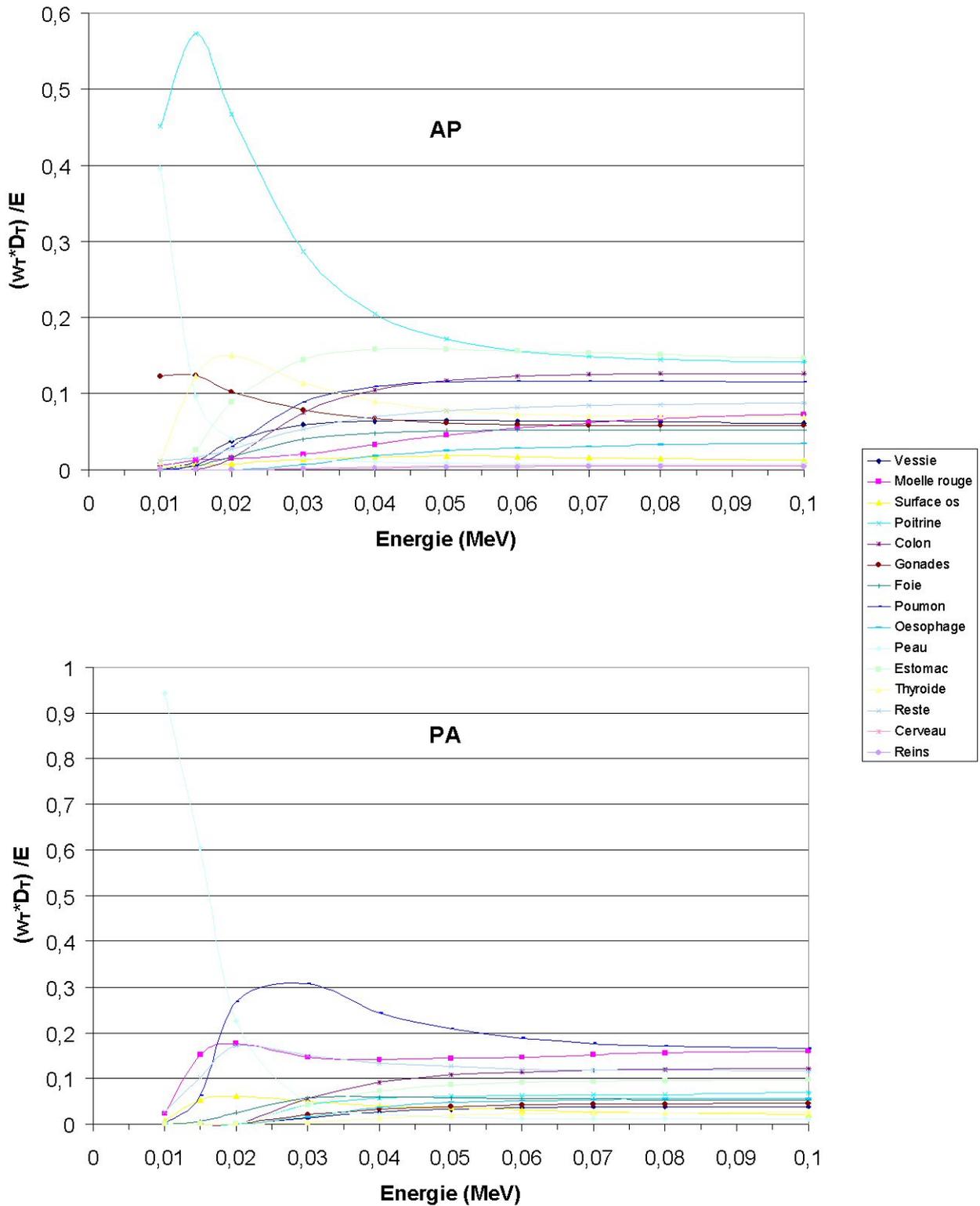


FIG. D.9 – Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 0,1 MeV pour les configurations d'irradiation AP et PA.

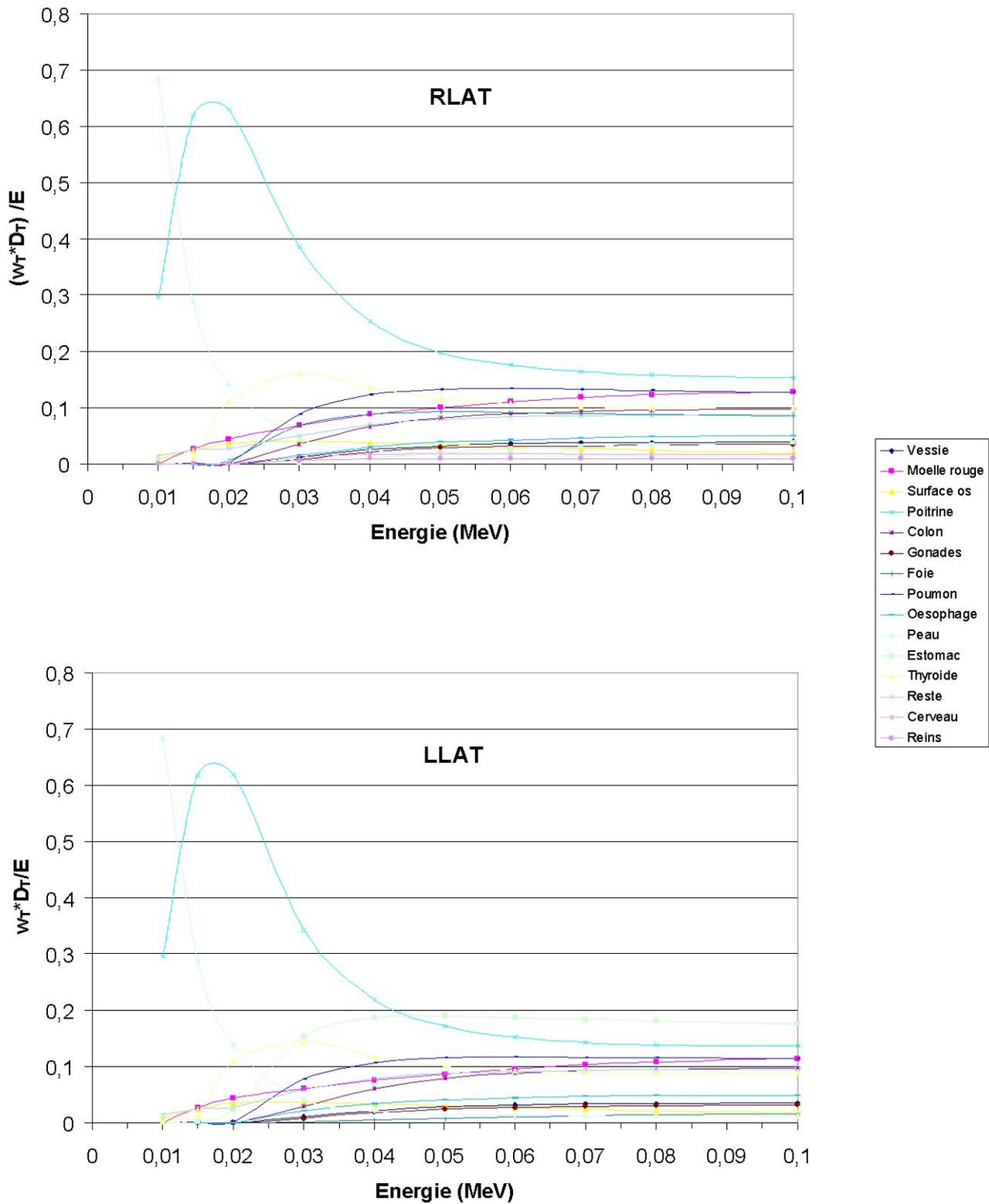


FIG. D.10 – Contribution de chacun des organes à la dose efficace en fonction de l'énergie de 10 keV à 0,1 MeV pour les configurations d'irradiation RLAT et LLAT.

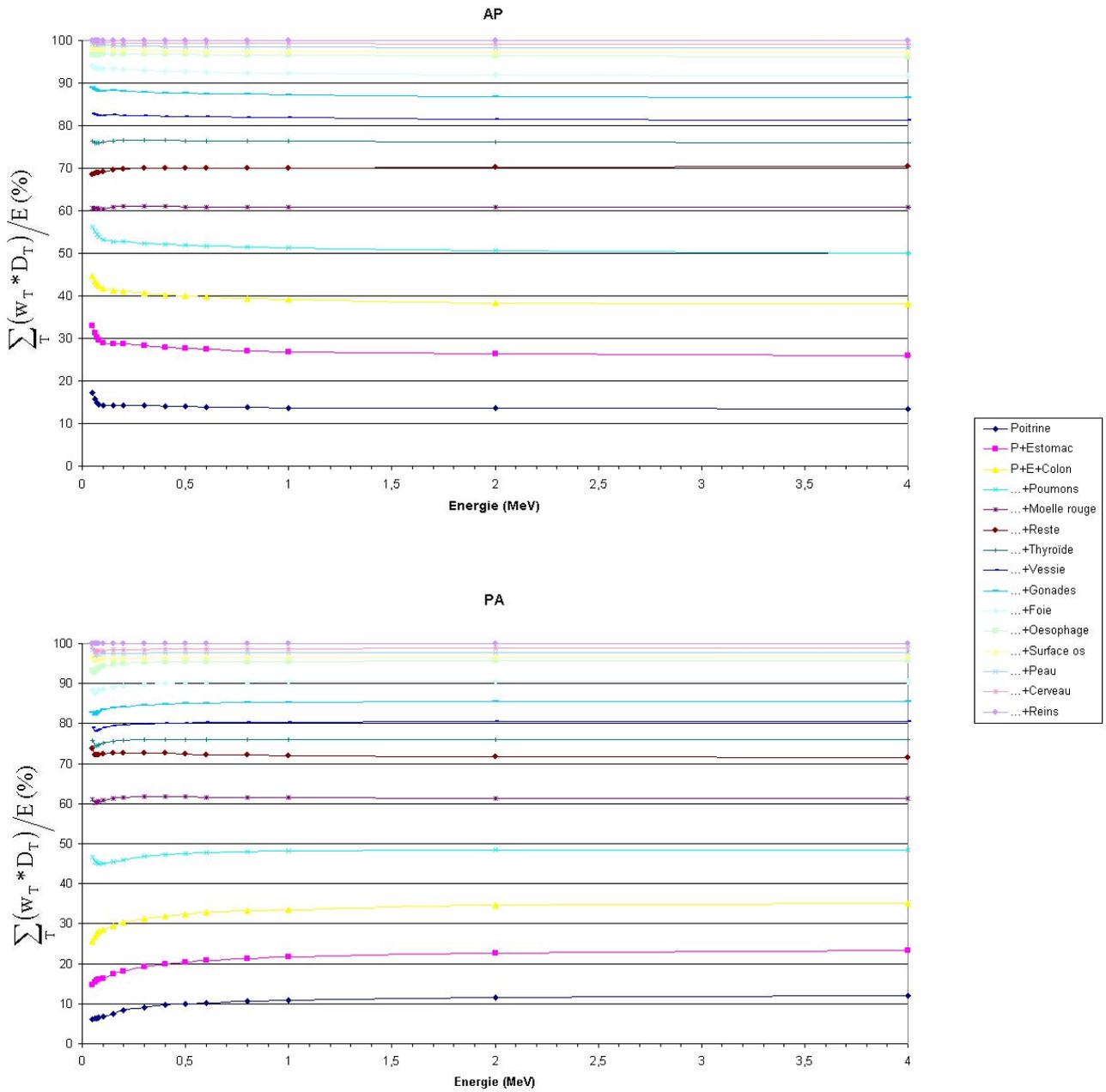


FIG. D.11 – Calcul du pourcentage d'évaluation de la dose efficace en fonction de l'énergie de 50 keV à 4 MeV pour les configurations d'irradiation AP et PA.

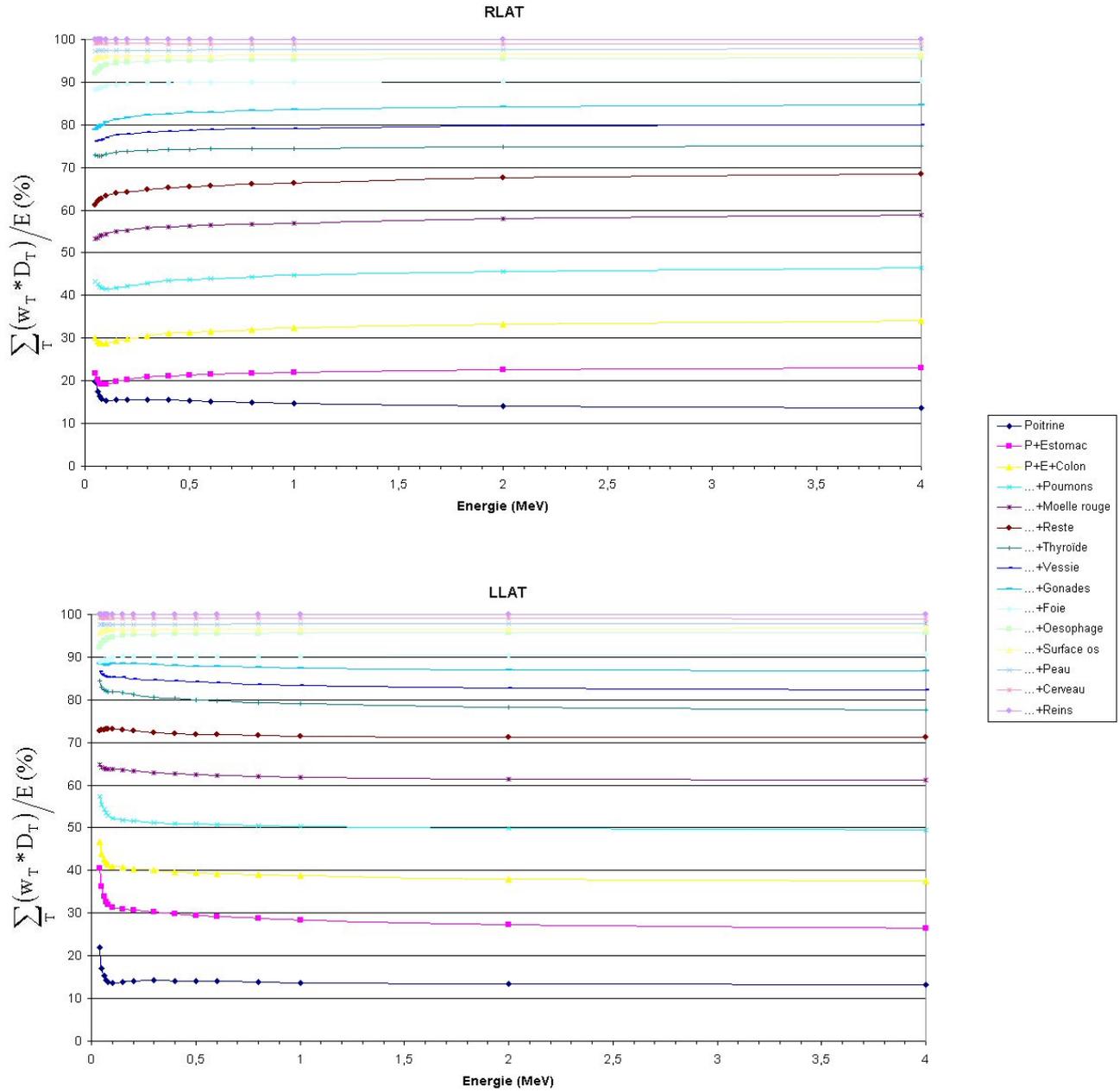


FIG. D.12 – Calcul du pourcentage d'évaluation de la dose efficace en fonction de l'énergie de 50 keV à 4 MeV pour les configurations d'irradiation RLAT et LLAT.