

IRSNINSTITUT
DE RADIOPROTECTION
ET DE SÛRETÉ NUCLÉAIRE

**Reconstitution dosimétrique d'accident
radiologique par simulations
numériques à l'aide d'outils associant
un modèle anthropomorphe à un code
de calcul Monte Carlo**

Estelle COURAGEOT

Octobre 2010

IRSN/IRSN-2010/136

Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants

N° D'ORDRE



THÈSE DE DOCTORAT

SPECIALITE : PHYSIQUE

*Ecole Doctorale « Sciences et Technologies de l'Information des
Télécommunications et des Systèmes »*

Présentée par : **Estelle COURAGEOT**

Sujet : **Reconstitution dosimétrique physique d'accident radiologique par simulations numériques à l'aide d'outils associant un modèle anthropomorphe à un code de calcul Monte Carlo**

Soutenue le 4 Octobre 2010 devant les membres du jury :

Mme Irène BUVAT	Directeur de Recherche, CNRS, Orsay	Présidente
Mme Isabelle AUBINEAU-LANIECE	Professeur, INSTN, Saclay	Rapporteur
M. Libor MAKOVICKA	Professeur, Université de Franche Comté	Rapporteur
M Bernard AUBERT	Professeur, INSTN, Saclay	Directeur de thèse
M Jean-Marc JUNG	Professeur, Université de Strasbourg	Examineur
M Pierre LAROCHE	Professeur agrégé du Val de Grâce	Examineur
Mme Christelle HUET	Docteur en Sciences, IRSN, Fontenay-aux-Roses	Invitée

Recherches effectuées à l'IRSN/DRPH/SDE/ LDRI, BP 17, 92262 Fontenay-aux-Roses Cedex

REMERCIEMENT

Je remercie la Direction de la Radioprotection de l'Homme, Monsieur Patrick GOURMELON et Madame Jocelyne AIGUEPERSE, pour m'avoir donné l'opportunité d'effectuer ce travail de thèse à l'IRSN. Je remercie aussi Monsieur Jean-François BOTTOLIER, chef du service de dosimétrie externe ainsi que Monsieur François QUIENNEC, son adjoint et Madame Isabelle CLAIRAND pour m'avoir accueillie au Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants et m'avoir permis d'effectuer mon travail dans de bonnes conditions.

Je tiens à remercier sincèrement tous les membres du jury. Tout d'abord Madame Irène BUVAT, Directeur de Recherche au Centre National de la Recherche Scientifique, pour avoir accepté d'être la présidente de ce jury de thèse.

Je remercie aussi Madame Isabelle AUBINEAU-LANIECE, professeur à l'Institut National des Sciences et Techniques Nucléaires ainsi que Monsieur Libor MAKOVICKA, professeur à l'Université de Franche Comté pour avoir d'une part acceptés la tâche ardue de rapporteur et d'autre part pour les remarques et conseils qu'ils m'ont apportés.

Je remercie aussi Monsieur Jean-Marc Jung, Professeur à l'Université de Strasbourg, de son intérêt pour le sujet et d'avoir participé en temps qu'examineur à ce jury.

Je tiens aussi à remercier Monsieur Pierre LAROCHE, professeur agrégé au Val de Grâce et directeur adjoint du Service de Protection Radiologique des Armées pour sa participation et son intérêt pour le sujet.

Je tiens à remercier mon directeur de thèse Monsieur Bernard Aubert, pour ses conseils prodigués avec soins et son œil acéré.

Je remercie toute l'équipe du laboratoire pour son accueil et sa sympathie pendant ces trois ans. Merci à Céline, Bénédicte et Marion pour leur bonne humeur, leur soutien, leur amitié dans les bons et les moins bons jours. A très bientôt.

Je tiens à remercier Madame Christelle HUET, tutrice de cette thèse, rôle qu'elle a su assumer avec maestria et justesse pendant ces trois ans. Merci pour tout ce que cette collaboration m'a apporté aussi bien d'un point de vue professionnel que personnel. A très très bientôt.

Je tiens à remercier chaleureusement Mesdemoiselles Isabelle CHABERT et Rima SAYAH pour leurs collaborations à ce travail de thèse lors de leur stage de recherche, aide au combien précieuse et importante à mes yeux pour le bon déroulement de ce travail.

Je remercie Nicolas MARTIN-BURTART et Sophie DAGOIS pour leur bonne humeur lors de leurs passages dans le laboratoire.

Je remercie l'équipe du Laboratoire d'Evaluation de la Dose Interne pour leur soutien et leur bonne humeur. Merci à Jade, David, Didier, Lama, Estelle et tous les autres. Un merci aussi pour les anciens de ce laboratoire, Loic LENOIR DE CARLAN qui m'a donné l'opportunité des faire mes premières armes sur le sujet et Stéphanie LAMART qui a été l'exemple à suivre.

Je remercie toute les personnes ayant pu assister à ma soutenance.

Je remercie Céline, Angélique, Sergio, Lionel et mon compagnon Julien pour leur soutien au quotidien pendant ces trois ans.

Je remercie mon père de m'avoir judicieusement mis la pression tout au long de ces années pour en arriver là aujourd'hui.

Glossaire

AIEA: Agence Internationale de l'Energie Atomique

ASN : Autorité de Sûreté Nucléaire

BREP : Boundary REPresentation

CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique

ICRU : International Commission on Radiation Units Measure

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique nucléaire

LDRI : Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants

LiF : Fluorure de Lithium

MESH : réseau

MIRD: comité Medical Internal Radiation Dose

MCNP(X) : Monte Carlo N-Particle (eXtended)

NURBS : Non-Uniform Rational B-Spline

RFCP : Reference Female Computational Phantom

RMCP : Reference Male Computational Phantom

SESAME : Simulation of External Source Accident with MEdical images

TPS : Treatment Planning System (Système de Planification de Traitement)

Voxel : VOlume X Element - Parallélépipède de base de la matrice tridimensionnelle

Glossaire médical

Alopécie : perte de poils

Asthénie : fatigue

Ataxie : manque de coordination neuromusculaire

Cellule souche mésenchymateuse : cellule extraite de la moelle osseuse pouvant se différencier en différents types de cellules

Desquamation : élimination des cellules de l'épiderme

Erythème : rougeur

Hypoplasie / Aplasie médullaire : Sous développement / Disparition de la moelle osseuse

Plyctène : cloque

SAI: Syndrome Aigue d'Irradiation

Table des matières

Introduction générale	1
Chapitre 1 : Les accidents radiologiques : contexte.....	3
1.1 Les accidents radiologiques.....	3
1.1.1 Définition, historique et contexte	3
1.1.2 Description des différents types d'expositions et signes cliniques associés.	4
1.1.2.1 La contamination	4
1.1.2.2 L'irradiation externe.....	5
1.1.3 Les accidents et leur gestion médicale	9
1.1.4 Synthèse et enseignements du retour d'expérience pour les accidents radiologiques dus à une source externe	15
1.1.4.1 Le point sur les avancées concernant les irradiations localisées.	15
1.1.4.2 ...Et concernant les irradiations globales.....	17
1.1.4.3 La pluridisciplinarité	18
1.2 L'évaluation de la dose dans le cas d'une exposition externe	18
1.2.1 La dosimétrie clinique.	18
1.2.2 La dosimétrie biologique	19
1.2.3 La dosimétrie physique	20
1.2.3.1 La dosimétrie physique rétrospective	20
1.2.3.2 La reconstitution dosimétrique physique	22
1.3 Conclusion	23
Chapitre 2 : La reconstitution numérique physique d'accidents radiologiques	25
2.1 Principe de la reconstitution numérique d'accident radiologique.....	25
2.1.1 Présentation et principe	25
2.1.2 Les modèles anthropomorphes	25

2.1.2.1	Les modèles mathématiques	26
2.1.2.2	Les modèles voxélisés.....	27
2.1.3	Les codes de calcul Monte Carlo	31
2.1.3.1	Un peu d'histoire	31
2.1.3.2	Principe et application au transport des particules dans la matière.....	31
2.1.3.3	Les fonctions de densité de probabilité générées par Monte Carlo	32
2.1.3.4	Les estimateurs de la méthode de Monte Carlo.....	33
2.1.3.5	Les méthodes de réduction de variance.....	34
2.1.4	Le code de calcul MCNPX	35
2.1.4.1	La structure du fichier d'entrée MCNPX.....	36
2.1.4.2	Les estimateurs de l'incertitude statistique d'un calcul MCNPX	37
2.2	L'outil SESAME	37
2.2.1	L'environnement de développement PV-WAVE	38
2.2.2	Les fonctionnalités.....	38
2.2.2.1	La création de fantômes numériques voxélisés personnalisés	39
2.2.2.2	La modélisation de la source	41
2.2.2.3	La modélisation de l'environnement	42
2.2.2.4	La sélection de la dosimétrie	43
2.2.2.5	La création du fichier d'entrée au format MCNPX.....	43
2.2.2.6	L'exploitation des résultats.....	44
2.3	Application à un cas concret : accident survenu en Equateur en avril 2009.....	45
2.3.1	Contexte	45
2.3.2	La reconstitution numérique de l'accident	47
2.3.2.1	Outils et hypothèses	47
2.3.2.2	Résultats	48
2.3.4	Synthèse	50
2.4	Limites et voies d'amélioration	50
 Chapitre 3 : Les fantômes voxélisés modifiés.....		53
3.1	Les premières pistes.....	53
3.1.1	Etat de l'art	53
3.1.1.1	Le déplacement des voxels	53

3.1.1.2	La création des fantômes par la Boundary REPresentation (BREP).....	55
3.1.2	A la recherche d'une application simple	59
3.2	La nouvelle fonctionnalité	60
3.2.1	Principe	60
3.2.2	D'ISOgray/DOSIgray à Rhinoceros	61
3.2.2.1	Le contourage.....	61
3.2.2.2	Les fichiers de sortie de DOSIgray.....	62
3.2.2.3	Création des fichiers textes sous SESAME	63
3.2.3	La construction et la modification du fantôme NURBS à l'aide de Rhinoceros®	65
3.2.3.1	La construction du fantôme NURBS	65
3.2.3.2	La transformation du fantôme NURBS	66
3.2.3.3	L'enregistrement du fantôme NURBS.....	69
3.2.4	La voxélisation.....	70
3.2.4.1	Procédure dans SESAME.....	70
3.2.4.2	Description de la logique de programmation	72
3.3	Conclusion	72
	Chapitre 4 : Les validations et l'application au cas réel ...	73
4.1	Les validations de la nouvelle fonctionnalité	73
4.1.1	Le fantôme physique anthropomorphe Rando-Alderson	73
4.1.1.1	Description du fantôme physique anthropomorphe Rando-Alderson.....	73
4.1.1.2	Les images pour générer les fantômes voxélisés du fantôme physique Rando-Alderson	74
4.1.2	La validation numérique	76
4.1.2.1	Les fantômes voxélisés créés	77
4.1.2.2	La validation géométrique	80
4.1.2.3	La validation dosimétrique.....	82
4.1.2.4	Conclusion	83
4.1.3	La validation expérimentale	83
4.1.3.1	Matériels et méthodes.....	83
4.1.3.2	Les résultats.....	96
4.1.3.3	Conclusion	105
4.2	L'application au cas réel	106

4.2.1 La construction des fantômes voxélisés	106
4.2.1.1 La segmentation sous ISOgray	106
4.2.1.2 Les fantômes voxélisés du patient créés avec la nouvelle fonctionnalité ..	107
4.2.2 Etude de l'influence des modifications	110
4.2.2.1 Comparaison entre les images tomodensitométriques et le fantôme voxélisé sans modification de posture	110
4.2.2.2 Comparaison entre le fantôme voxélisé sans modification de posture et le fantôme voxélisé avec modification de posture.....	112
4.2.2.3 Conclusion	114
4.3 Conclusion.....	114
Chapitre 5 : Etude de faisabilité pour la reconstitution de dose lors d'accident en radiothérapie externe	115
5.1 Contexte	115
5.1.1 Les accidents de radiothérapie externe.....	115
5.1.2 La problématique de la reconstitution numérique d'accident dans le cas de la radiothérapie externe	116
5.2 Modélisation d'un accélérateur linéaire médical.....	116
5.2.1 Présentation du Clinac 2100C	117
5.2.2 La modélisation de la tête du Clinac 2100C 6 MV	118
5.2.3 La simulation du faisceau d'électrons incidents	119
5.2.3.1 Méthodologie.....	119
5.2.3.2 Données expérimentales	120
5.2.3.3 Simulations des profils de dose et des rendements	120
5.2.3.4 Le « gamma index ».....	121
5.3 Résultats	124
5.3.1 Ajustement du faisceau incident d'électrons	124
5.3.1.1 Pour un faisceau d'électrons monoénergétiques	124
5.3.1.2 Pour un faisceau d'électrons suivant une distribution gaussienne en énergie	129
5.3.2 Profils pour d'autres tailles de champ	133
5.3.3 Les rendements en profondeur	134
5.3.3 Conclusion.....	137

Chapitre 6 : Les optimisations de la modélisation	139
6.1 Les premières optimisations de la modélisation sous MCNPX139	
6.1.1 Les éléments de géométrie globale	139
6.1.1.1 Les macrobodies	139
6.1.1.2 La carte de transformation	140
6.1.1.3 La modélisation géométrique de la source	140
6.1.2 Le biaisage en énergie	141
6.1.2.1 Les cartes de coupure en énergie.....	141
6.1.2.2 Les importances	141
6.1.2.3 Les collisions forcées	141
6.1.3 L'espace des phases	142
6.2 La modélisation du Clinac 2100C 25 MV.....	143
6.2.1 La modélisation de la géométrie	143
6.2.2 L'ajustement du faisceau d'électrons incidents et sa validation	144
6.2.2.1 L'utilisation de la carte PEDEP	144
6.2.2.2 Ajustement du faisceau d'électrons incidents	145
6.2.2.3 Profils pour les autres tailles de champ.....	155
6.2.2.4 Les rendements en profondeur	158
6.2.3 Conclusion	161
6.3 Optimisation de la modélisation du Clinac 2100C 6 MV	161
6.3.1 L'application du MESH tally et de la carte PEDEP à la modélisation du Clinac 2100C 6 MV.....	161
6.3.1.1 Les profils de dose	162
6.3.1.2 les rendements en profondeur	164
6.3.2 Comparaison entre l'utilisation des sphères et d'un MESH tally-PEDEP	166
6.4 Conclusion.....	167
Conclusion générale et perspectives	169
Références bibliographiques	173
Annexe 1 :.....	187

Annexe 2 :.....	194
Annexe 3 :.....	196
Publications et communications orales.....	198

Introduction générale

La diversification de l'utilisation des rayonnements ionisants dans différents secteurs d'activité comme l'industrie, le nucléaire civil, la recherche ou les applications médicales, engendre une augmentation des accidents radiologiques. Les différents accidents survenus démontrent que chacun d'entre eux est un cas particulier. Cependant, quel que soit le type d'exposition, les médecins en charge de la victime ont besoin d'une donnée déterminante pour mettre en place la stratégie thérapeutique la mieux adaptée : la dose et plus précisément la distribution de dose reçue par la victime.

Cette donnée capitale peut être évaluée grâce à l'association de différentes techniques telles que l'observation des signes cliniques, la dosimétrie biologique ainsi que la dosimétrie physique. Dans le cadre du développement du plateau technique de l'IRSN dédié aux accidents radiologiques dus à une source externe, le Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants (LDRI) développe depuis une quinzaine d'années, des techniques de dosimétrie physique permettant d'estimer la dose reçue par les victimes. L'une d'entre elles, appelée reconstitution dosimétrique numérique, consiste à modéliser la victime à l'aide d'un fantôme anthropomorphe numérique, la source et l'environnement de la victime puis à calculer la distribution de dose dans le fantôme à l'aide d'un code Monte Carlo d'interaction rayonnement-matière. Dans cet optique, l'outil nommé SESAME, acronyme de Simulation of External Source Accident with MEDical images, est développé au LDRI depuis dix ans pour permettre des reconstitutions dosimétriques numériques d'accidents radiologiques dus à une source externe et associe une géométrie voxélisée au code de calcul Monte Carlo MCNPX. Utilisé dans un certain nombre d'accidents survenus ces dernières années, l'outil SESAME a permis d'évaluer les doses reçues par les victimes à l'aide de fantômes voxélisés personnalisés. Une chirurgie anticipatoire, basée sur la cartographie de dose obtenue grâce à SESAME, en association avec des injections de cellules souches mésenchymateuses a permis de traiter de façon efficace les victimes de ces accidents.

Dans SESAME, les fantômes voxélisés personnalisés sont créés à partir d'images tomodensitométriques des victimes et permettent ainsi une représentation très réaliste de celles-ci. Cependant, les examens d'imagerie nécessaires pour la construction du fantôme voxélisé sont réalisés en position allongée. Les fantômes voxélisés créés à partir de ces examens d'imagerie sont donc également en position allongée (ou debout) ce qui n'est pas nécessairement la position de la victime au moment de l'accident. Toutefois, afin d'avoir une distribution de dose la plus précise possible, il est important de pouvoir reproduire cette position notamment dans le cas d'une irradiation localisée. Dans ce contexte, le premier objectif de ce travail a été de développer une nouvelle fonctionnalité, intégrée à SESAME, permettant de modifier la posture des fantômes voxélisés. Pour cela, un nouveau type de fantômes facilement déformables a été utilisé. Ces

fantômes, appelés fantômes NURBS (Non-Uniform Rational B-Spline), sont actuellement des modèles très utilisés en dosimétrie.

Par ailleurs, depuis quelques années, le laboratoire est sollicité pour répondre à des demandes particulières concernant les accidents dans le domaine médical. Les seuls outils disponibles pour une reconstitution personnalisée sont actuellement les systèmes de planification de traitement utilisés en radiothérapie externe. Or, dans de nombreux cas, ils ne permettent pas une estimation de la dose à distance du champ d'irradiation. Le laboratoire a donc souhaité étudier la possibilité de développer un outil de calcul basé sur le calcul Monte Carlo permettant de réaliser des reconstitutions de dose lors d'accidents survenus en radiothérapie externe. Le second objectif de ce travail a été d'étudier la faisabilité d'un tel outil.

Le premier chapitre de ce mémoire expose le contexte des accidents radiologiques. Dans le second chapitre, le principe de la reconstitution dosimétrique numérique et les outils nécessaires à la reconstitution dosimétrique numérique sont présentés, en particulier, le principe de fonctionnement de l'outil SESAME et l'application à un accident survenu en Equateur en 2009.

Le mémoire se divise ensuite en deux parties.

La première partie (chapitres 3 et 4) présente les développements réalisés pour modifier la posture des fantômes voxélisés ainsi que les validations numériques et expérimentales effectuées. La nouvelle procédure consiste à créer des fantômes flexibles appelés fantômes NURBS à partir d'images tomodensitométriques, à transformer ces fantômes NURBS afin de les placer dans la posture désirée puis à voxéliser ces fantômes NURBS afin qu'ils soient utilisables par le code de calcul Monte Carlo MCNPX. Ce protocole a été implémenté dans l'outil SESAME et trois types de validations ont été réalisés. Dans un premier temps, les nouveaux fantômes ont été comparés numériquement d'un point de vue géométrique et dosimétrique à ceux construits avec la procédure actuelle. Ensuite, une validation expérimentale a consisté à irradier un fantôme physique équipé de dosimètres avec une source sous le bras puis à modéliser cette configuration d'irradiation. Enfin la nouvelle procédure a été utilisée pour un fantôme modifié créé à partir d'images tomodensitométriques d'une patiente réelle.

La seconde partie du mémoire (chapitres 5 et 6) est consacrée à l'étude de faisabilité concernant la reconstitution d'accidents radiologiques en radiothérapie externe. A partir d'une modélisation Monte Carlo MCNPX de base d'un accélérateur linéaire Clinac 2100C (6 MV et 25 MV) couramment utilisé en radiothérapie externe, un certain nombre de paramètres ont été étudiés afin de rendre cette modélisation simple à la création et rapide à l'exécution. L'objectif de ce travail a été d'identifier les paramètres les plus pertinents à utiliser dans le cas d'une implémentation dans SESAME dédiée à la radiothérapie externe.

Chapitre 1 : Les accidents radiologiques : contexte

1.1 Les accidents radiologiques

1.1.1 Définition, historique et contexte

Par définition, un accident est un évènement imprévisible pouvant entraîner des blessures et des dommages sur la santé des victimes. L'accident radiologique concerne tout accident dû à des rayonnements ionisants.

Les effets néfastes dus aux rayonnements ionisants sont recensés dans la littérature depuis la découverte des rayons X par Roentgen en 1885 et des substances radioactives par Becquerel en 1896. Le premier « accident » relaté est celui d'une petite fille traitée par radiothérapie par rayons X en décembre 1896 pour un grain de beauté dans le dos. Après 2 heures d'exposition pendant 16 jours, « son dos était très enflammé et ses cheveux à l'arrière du crâne tombèrent ». Dès lors, dans les deux ans qui suivirent la découverte de Roentgen, environ 70 cas de surexposition aux rayons X furent recensés, faisant état d'observations sur la peau (effets dépilatoires, brûlures) chez les professionnels exposés à ces radiations. Parmi eux, un jeune manipulateur a raconté dans un article publié dans le « nature » [C.E.G., 1896] l'effet des rayons X sur ses mains suite à l'utilisation répétée des rayons X pour des démonstrations lors d'un été à Londres (Figure 1-1) :

« Dans les deux ou trois premières semaines je n'en ressentis aucun inconvénient mais au bout de quelque temps apparurent sur les doigts de ma main droite de nombreuses tâches foncées qui perçaient sous la peau. Peu à peu elles devinrent très douloureuses ; le reste de la peau était rouge et fortement enflammé. Ma main me faisait si mal que j'étais constamment obligé de la baigner dans de l'eau très froide. Une pommade calme momentanément la douleur mais l'épiderme s'était desséché, il était devenu dur et jaune comme du parchemin et complètement insensible ; je ne fus donc pas surpris lorsque ma main se mit à peler. » Puis plus tard, « *j'ai perdu trois épidermes de la main droite et un de la main gauche, quatre de mes ongles ont disparu de la main droite et deux de la gauche et trois autres sont prêts à tomber. Pendant plus de six semaines j'ai été incapable de faire quoi que ce soit de ma main droite et je ne puis tenir une plume que depuis la perte de mes ongles... »*.

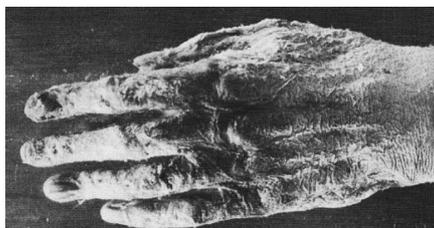


Figure 1- 1 : Main d'un jeune homme suite à l'exposition répétée aux rayons X

A la fin de la seconde guerre mondiale, la littérature sur le sujet s'étoffe d'études détaillées, extraites de rapports de l'armée américaine (1948), sur les symptômes aigus d'irradiation observés

chez les victimes d'accidents survenus dans les laboratoires de recherche lors la mise au point de l'arme nucléaire [Hempelmann *et al.*, 1952]. Par la suite, compte tenu de l'enjeu militaire, les publications sur le sujet sont restreintes à de simples descriptions des effets biologiques en particulier avec les rayonnements gamma et neutrons observés lors d'accidents dans des installations nucléaires. Basé sur cette littérature, un énorme travail de réglementation a été effectué dans les années 50 afin de mettre en place les concepts de radioprotection et de sûreté dans les installations nucléaires permettant la diminution des accidents dans ce secteur.

En revanche, depuis 50 ans, les études publiées sur les accidents impliquant des sources scellées de type cobalt ou iridium ou bien des générateurs de rayonnements se sont multipliées, traduisant une augmentation de leurs utilisations dans le domaine de l'industrie, de la recherche ou encore dans le domaine médical.

Ainsi dans le domaine industriel, l'augmentation de l'utilisation de sources pour des applications telles que le contrôle non destructif (gammagraphie) ou la stérilisation d'instruments médicaux pose le problème de sources éventuellement mal stockées, mal identifiées ou encore perdues pouvant potentiellement conduire à un accident. D'autre part, dans le secteur médical, la sophistication des appareils servant au traitement par radiothérapie ainsi que la complexité des nouveaux traitements ont engendré une augmentation et une complexification des accidents. Enfin, l'utilisation de sources de rayonnements ionisants dans un contexte de malveillance est à l'heure actuelle une possibilité qui ne peut pas être écartée.

1.1.2 Description des différents types d'expositions et signes cliniques associés.

Selon le type d'irradiation, la source peut être externe ou interne à l'organisme. On distingue trois catégories : la contamination externe et interne, l'irradiation externe globale et l'irradiation externe localisée. Elles sont caractérisées par des signes cliniques différents.

1.1.2.1 La contamination

Une contamination survient lors de l'utilisation de sources non scellées. Dans le cas d'une contamination externe, le matériau radioactif se dépose sur les vêtements ou sur la peau. L'urgence médicale est alors de décontaminer les victimes en les déshabillant et en leur faisant prendre des douches pour éliminer la matière radioactive.

La contamination interne survient lorsque des substances radioactives se trouvent à l'intérieur de l'organisme. Elles ont pu pénétrer par ingestion, par inhalation et par passage transcutané ou par blessure et se distribuent ensuite dans l'organisme. Les radionucléides peuvent se répartir de façon uniforme dans l'organisme ou s'accumuler de façon préférentielle dans plusieurs organes. La contamination ne cesse que lorsque les substances radioactives ont disparu de l'organisme après un temps plus ou moins long par élimination naturelle et décroissance radioactive ou par traitement.

La gravité de l'accident va alors dépendre de l'activité initiale incorporée mais aussi du type d'émission de la source. Dans le cas de faible contamination, cette dernière va disparaître par l'intermédiaire de l'élimination naturelle (urine, fèces). Dans les cas les plus graves, la contamination va entraîner une défaillance successive des organes vitaux entraînant le décès. Citons un exemple qui a fait la une des journaux du monde entier en 2006, la contamination par du Polonium 210 d'Alexandre Litvinenko, ancien agent des services secrets russes. Les premiers symptômes, vomissements et diarrhées, sont apparus dès le premier jour pour évoluer en aplasie médullaire au bout du 6^{ème} jour avec l'apparition d'une alopecie. Vingt deux jours après l'ingestion du polonium, il décédait d'une infection sévère. Selon les estimations, l'activité ingérée par Alexandre Litvinenko était de 15 GBq soit 5 fois la dose létale [Mégarbane, 2008].

1.1.2.2 L'irradiation externe

L'irradiation externe se définit comme étant l'exposition de tout ou une partie du corps humain à un rayonnement ionisant par une source extérieure. Cette définition comprend les sources radioactives scellées ou non, les générateurs de rayonnements mais aussi les rayonnements cosmique et tellurique, les sources de curiethérapie, un matériau radioactif, etc.

On distingue deux types d'irradiations externes : l'irradiation globale et l'irradiation localisée dont les manifestations cliniques sont caractéristiques.

1.1.2.2.1 Les irradiations globales

Lors d'une irradiation globale, la majeure partie du corps de la victime est exposée aux rayonnements ionisants. Dans le cas d'une exposition corps entier à forte dose, un syndrome aigu d'irradiation (SAI) apparaît et on assiste alors souvent à une défaillance multi-organes (moelle osseuse, système gastro-intestinal, système nerveux central, poumons, foie et reins) dont la gravité dépend de la dose reçue ainsi que de l'homogénéité de l'exposition. Ce syndrome évolue en trois phases successives :

- **un syndrome initial** dans les premières 24 heures.
Pour des doses supérieures à 1 Gy, la victime est atteinte de nausées, de vomissements, d'asthénie et d'anorexie. Lorsque la dose est supérieure à 4 Gy d'autres symptômes tels que la diarrhée, l'hyperthermie, l'hypotension et des céphalées apparaissent. Pour des doses supérieures à 5-6 Gy, un érythème précoce survient.
- **Une phase de latence** qui est d'autant plus courte que la dose est élevée.
- **Une phase d'état** mélangeant des manifestations cliniques et biologiques pouvant mener au décès.
Pour des doses supérieures à 1 Gy, une aplasie médullaire apparaît (syndrome hématopoïétique) mettant en danger la victime à cause du risque d'infection et d'hémorragie pendant 1 mois (période de renouvellement des cellules sanguines). Pour des doses supérieures à 12-15 Gy survient le syndrome gastro-intestinal se caractérisant par l'apparition de diarrhées, de crampes intestinales voire d'hémorragies digestives

pouvant entraîner la mort en une à deux semaines. Pour des doses supérieures à 50 Gy, le syndrome neurovasculaire apparaît avec des désorientations temporo-spatiales, des ataxies, des convulsions menant à la mort en quelques jours. A tous ces symptômes peuvent se greffer des atteintes pulmonaires.

La première véritable étude scientifique rapportée sur le sujet concerne l'accident de criticité survenu dans le laboratoire d'Omega Site à Los Alamos le 21 Août 1945. Harry Daghlian Jr. manipule seul une sphère de plutonium de qualité militaire de 6,2 kg. En empilant autour de la sphère des briques de tungstène (réflecteur neutron) afin d'atteindre progressivement la masse critique, l'une des briques tombe, provoquant une excursion de criticité. Dans les jours qui suivent, Daghlian développe une forme sévère du syndrome aigu d'irradiation et présente de graves brûlures cutanées en particulier aux mains. La dose moyenne reçue par Daghlian au corps entier est alors estimée à 5 Sv. Il décède trois semaines plus tard des suites de l'irradiation [Hempelmann *et al.*,1952].

Moins d'un an après, le 21 mai 1946, un autre physicien nucléaire, Louis Slotin, travaille à son tour sur la même sphère de plutonium. Lors d'une démonstration, il assemble manuellement une masse critique de plutonium (Figure 1- 2 et Figure 1- 3) et laisse malencontreusement tomber un morceau de béryllium produisant de nouveau une excursion de criticité. La dose reçue par Slotin est estimée à 10 Gy corps entier et il décède 9 jours plus tard. Les autres personnes présentes lors de la démonstration ont reçu quant à elles des doses inférieures à 3 Gy et ont survécu [Hempelmann *et al.*,1952].

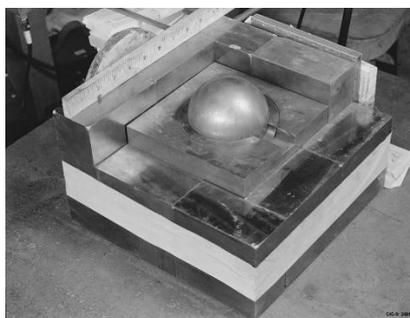


Figure 1- 2 : Assemblage de briques de tungstène autour de la sphère de plutonium
(Los Alamos National Laboratory)

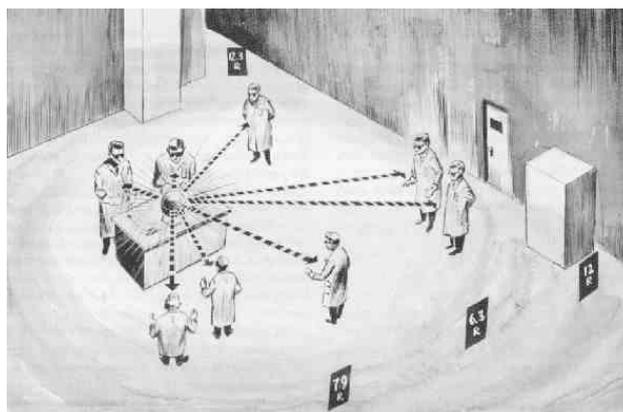


Figure 1- 3 : Croquis réalisé par les physiciens pour déterminer les doses reçues par les personnes présentes lors de l'accident du 21 mai 1946 (Los Alamos National Laboratory)

1.1.2.2.2 Les irradiations localisées.

Lors d'une irradiation localisée, la source impliquée se trouve très proche de la peau de la victime et entraîne une brûlure radiologique. Contrairement à une brûlure thermique classique où les observations cliniques suffisent à déterminer la gravité de la brûlure, les brûlures radiologiques évoluent traitreusement au cours des semaines voire des mois suivant l'irradiation. Ce qui apparaît comme une simple rougeur (érythème) quelques heures après l'accident peut évoluer jusqu'à la nécrose en quelques semaines pouvant entraîner à terme le décès de la victime.

Le tableau ci-dessous (Tableau 1- 1) présente les différentes observations cliniques d'une brûlure radiologique avec une forte dose délivrée en une seule fois.

Tableau 1- 1 : Observations cliniques pour une dose reçue en une fois.

DOSE	Observations cliniques
4 Gy - 5 Gy	Dépilation transitoire
6 Gy - 12 Gy	Erythème puis pigmentation
12 Gy - 15 Gy	Desquamation sèche, avec érythème
15 Gy - 25 Gy	Desquamation exsudative
> 25 Gy	Radionécrose

Les irradiations localisées sont les accidents les plus fréquents et concernent aussi bien des personnes aguerries (accident de Saintes en 1981) que des personnes non informées des risques (accident de Yanango en 1999).

L'accident de Saintes s'est déroulé le 2 avril 1981 lors du changement d'une source de cobalt 60 de 137 TBq (3700 Ci). Le technicien, malgré une expérience de 25 ans pour ce type d'opération, a ramassé à mains nues la source de cobalt 60 tombée par terre pour la remettre dans la tête de l'appareil, irradiant fortement ses deux mains. La Figure 1- 4 montre sa main droite trois semaines

après l'irradiation ainsi que l'évaluation de la distribution de dose. Son assistant, venu en aide lors de cette opération, a eu lui aussi les deux mains fortement irradiées avec une dose supérieure à 25 Gy lors de leur contact avec la tête de chargement. Enfin, un troisième opérateur a également eu l'une de ses mains fortement irradiée en intervenant. L'amputation des deux mains a été obligatoire pour le technicien et son assistant compte tenu de l'état de nécrose des tissus. Pour le troisième opérateur, la main exposée a également été amputée.

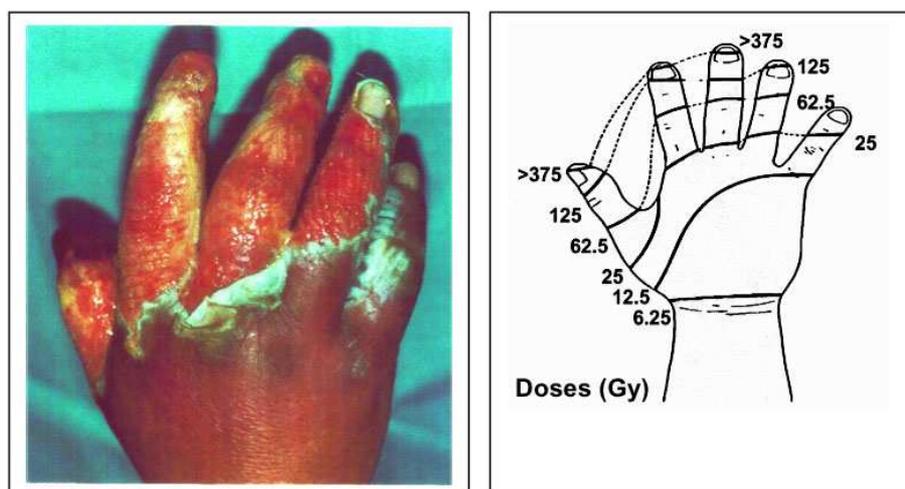


Figure 1- 4 : Main droite du technicien trois semaines après l'irradiation et représentation de la distribution de dose au niveau des doigts

Un autre cas d'irradiation localisée ayant eu des conséquences tout aussi graves a eu lieu le 20 février 1999 à Yanango au Pérou. Un ouvrier a été sévèrement irradié suite à la manipulation d'une source d'Iridium 192 servant à la gammagraphie perdue sur un chantier. Ne sachant pas que l'objet ramassé était une source, l'ouvrier l'a mise dans la poche arrière de son pantalon et l'a ramenée à son domicile. Deux jours plus tard, une cloque et un érythème sont apparus menant quatre mois plus tard à une nécrose importante au niveau de la cuisse (Figure 1- 5). Les doses reçues à la cuisse et au périnée furent estimées entre 10 et 30 Gy. Six mois plus tard, un déhanchement était nécessaire pour stopper la radionécrose et bien qu'un certain nombre d'interventions chirurgicales et de traitements aient été pratiqués, l'état de la lésion n'a fait qu'empirer si bien qu'un an après l'irradiation, la victime était dans un état désespéré entraînant son décès [IAEA, 2000a ; Gaillard-Lecanu *et al.*, 1999].

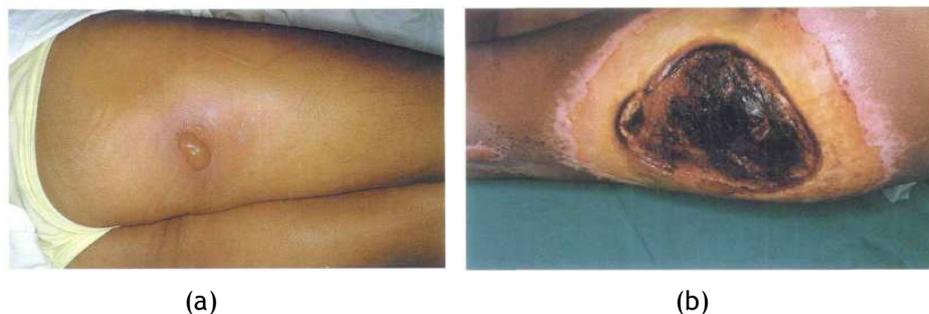


Figure 1- 5 : Etat de la lésion à 3 jours (a) et à 4 mois (b)

1.1.3 Les accidents et leur gestion médicale

Depuis soixante-dix ans, près de 600 accidents radiologiques ont été recensés à travers le monde. Chacun d'entre eux est un événement unique et par conséquent, la gestion de ces accidents doit se faire au cas par cas. Pour une grande partie, ces accidents ont eu lieu dans le domaine de l'industrie et de la recherche comme l'illustre la Figure 1- 6. Ils peuvent impliquer une victime comme des centaines, avec différents niveaux de gravité, mélangeant exposition externe globale et localisée et contamination comme l'indique le Tableau 1- 2 où les accidents les plus importants survenus depuis 1945 sont recensés [Chambrette *et al.*, 2001].

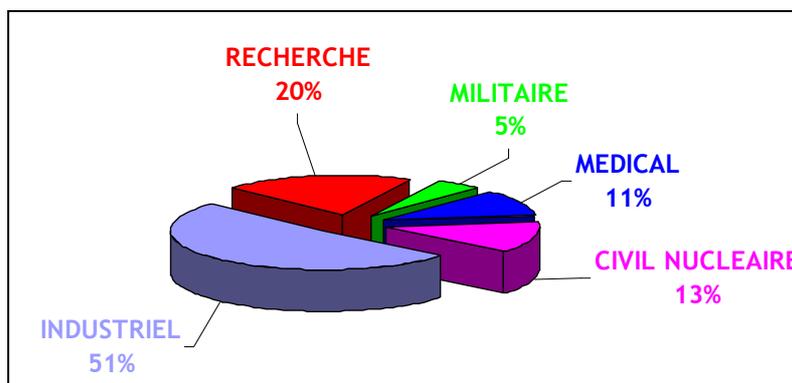


Figure 1- 6 : Répartition des accidents radiologiques par secteurs d'activité

Chapitre 1: Les accidents radiologiques : contexte

Tableau 1- 2 : Descriptif de quelques accidents survenus depuis 1945 (SAI - Syndrome aigu d'irradiation)

Date	Pays	Lieu	Secteur	Nombre de personnes exposées	Exposition	Conséquence
1945	USA	Los Alamos	Recherche	2	Externe globale non uniforme	1 décès (SAI)
1945	USA	Los Alamos	Recherche	8	Externe globale non uniforme	1 décès (SAI)
1954	Pacifique	Iles Marshall	Militaire	239	Externe globale et locale	1 décès (SAI)
1962	Mexique	Mexico	Industrie	5	Externe chronique locale	4 décès (SAI)
1975	Italie	Brescia	Industrie	1	Externe globale Non uniforme	1 décès (SAI)
1981	France	Saintes	Médical	11	Externe globale et locale	Amputation des mains
1984	Maroc	Casablanca	Industrie	26	Externe globale	8 décès
1986	Ukraine	Tchernobyl	Nucléaire civil	10 ^p	Externe-Interne	31 décès
1990	Espagne	Saragosse	Médical	27	Externe globale et locale	>13
1990	Israël	Soreq	Industrie	1	Externe globale et locale	1 décès (SAI)
1991	Biélorussie	Nesvizh	Industrie	1	Externe globale Non uniforme	1 décès (SAI)
1997	Russie	Sarov	Militaire	1	Externe globale Non uniforme	1 décès
1999	Japon	Tokai-Mura	Nucléaire civil	39	Externe globale Non uniforme	2 décès (SAI)
1999	Pérou	Yanango	Industrie	3	Externe locale	1 décès (amputation de la jambe et complication)
2004-2005	France	Epinal	Médical	24	Externe locale	8 décès (complications colo-rectale)
2005	Chili	Nueva Aldea	Industrie	1	Externe locale	Chirurgie et cellules mésoenchymateuses

Alors que dans le secteur industriel les accidents n'impliquent en général qu'un nombre restreint de personnes, nous pouvons observer que ce n'est pas le cas pour ceux survenant dans le secteur du nucléaire civil (impact sur la population) et dans le secteur médical (impact sur les patients). En effet, dans ces secteurs, c'est tout de suite une dizaine voire plusieurs centaines de personnes qui se retrouvent surexposées.

Lors de l'accident d'Epinal, découvert en 2006, ce sont 426 patients traités pour des cancers de la prostate qui ont été victimes d'un surdosage entre le 6 mai 2004 et le 1^{er} août 2005. Pour 24 d'entre eux, un défaut d'utilisation du système de planification de traitement a été mis en évidence [Peiffert, 2007 ; Gourmelon, 2007]. Sur ces 24 patients, 8 sont décédés suite à des rectites et des cystites sévères. A la suite de cet accident, d'autres mauvaises pratiques ont été mises en évidence révélant ainsi les surexpositions de 402 autres patients. Au total, 8 patients sont décédés et 58% d'entre eux souffrent de graves complications.

Au contraire de cet accident qui fait état de surdosage aux patients, il est beaucoup plus difficile de déceler les accidents liés à des sous-dosages ainsi que d'en évaluer les conséquences médicales. Ce fut le cas pour 1045 patients de l'hôpital de Strokes-Upon-Trent (Royaume Uni) entre 1982 et 1991 pendant lesquels les doses délivrées aux patients étaient inférieures de 5% à 35% en raison d'une erreur de calcul dans les nouvelles procédures de traitement [Ash and Bates, 1994]. L'erreur a été découverte suite à l'observation chez certains patients du développement anormal de métastases. Les conséquences de ces sous-expositions sont bien entendu totalement impossibles à évaluer.

Avec un nombre encore plus important de victimes, l'accident le plus marquant a eu lieu dans le domaine du nucléaire civil avec l'explosion du réacteur n°4 de la Centrale de Tchernobyl survenu le 26 avril 1986 (Figure 1- 7). Sur les 600 pompiers étant intervenus dans les premières heures suivant la catastrophe, 134 ont été atteints du syndrome aigu d'irradiation, 20 ont eu des doses supérieures à 6 Gy et 216 ont reçu des doses comprises entre 1 et 6 Gy. Onze personnes sont mortes sur les 56 présentant des brûlures graves. Le bilan fait état de 31 personnes décédées directement des suites de l'accident (explosion et irradiation). Certaines victimes présentant des aplasies profondes ont subi une greffe de moelle osseuse ou de foie fœtal (utilisée lorsque la compatibilité pour une greffe ne peut être effectuée) mais uniquement deux d'entre elles ont survécu.



Figure 1- 7 : Réacteur éventré de la centrale de Tchernobyl

Par la suite, près de 645 000 personnes appelées liquidateurs (Figure 1- 8) ont été exposées entre 1986 et 1990 lors des travaux d'assainissement du site. Les dernières études faisaient état d'une dose reçue comprise entre 50 et 250 mSv.



Figure 1- 8 : Photos des liquidateurs travaillant à l'assainissement de la centrale

D'autre part, suite à l'explosion, des poussières de césium 137 et d'iode 131, libérées du réacteur, se sont répandues sur une zone de cinq cent kilomètres de rayon autour de la centrale. Près de 135 000 personnes ont dû être évacuées en raison du risque de contamination de la faune et de la flore à cause des retombées radioactives. D'après les dernières études, l'accident de Tchernobyl serait responsable d'une dizaine de milliers de cancers de la thyroïde ainsi que d'un certain nombre de leucémies chez les enfants ayant vécu sur les territoires contaminés [UNSCEAR, 2000 ; Williams, 1996].

Alors que pour l'accident d'Epinal et l'accident de Tchernobyl la cause des surexpositions ou des contaminations est évidente, il n'en est pas toujours de même pour tous les accidents. En effet, pour les accidents impliquant des sources orphelines par exemple, la multiplicité des symptômes avec différents niveaux de gravité mélangeant pour certains une exposition externe (globale et localisée) et une contamination rend la découverte de l'accident, mais aussi la mise en évidence de

la surexposition, extrêmement difficile. La Figure 1- 9 présente la répartition des accidents radiologiques en fonction du type d'exposition. Il apparaît que les accidents les plus fréquents concernent des irradiations externes localisées (54%) et des irradiations externes corps entier (16% + 8%).

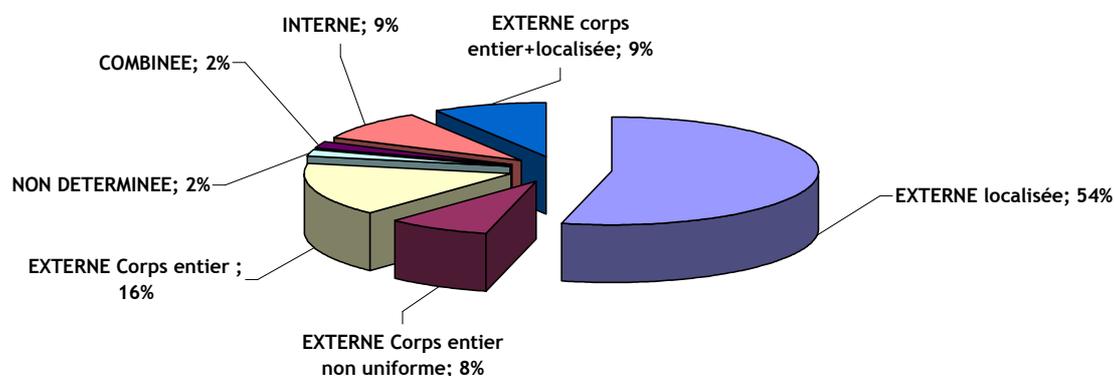


Figure 1- 9 : Répartition des accidents radiologiques en fonction du type d'exposition [Chambrette *et al.*, 2001]

Deux exemples mettant en évidence le défaut de diagnostic d'une surexposition (médecins peu formés, signes divers, etc.) et les conséquences d'une reconnaissance tardive de l'accident sont l'accident de Casablanca et l'accident de Goiania.

L'accident de Casablanca (Maroc) a eu lieu le 19 mars 1984. De jeunes enfants d'une même famille trouvent et rapportent chez eux une source d'iridium 192 de 600 GBq. Cette source est retrouvée 80 jours plus tard après le décès de quatre jeunes enfants d'une même fratrie suite à une aplasie médullaire. Quelques jours auparavant, les parents des jeunes enfants étaient décédés de la même cause. Il a été établi que l'irradiation avait eu lieu pendant le sommeil des victimes, la source étant posée dans la pièce où dormait la totalité de la famille. A ces 6 victimes viennent s'ajouter 5 autres membres de la famille dont 3 ont été transférés à l'Institut Curie à Paris en raison de leurs symptômes (SAI, hypoplasie médullaire). Ces trois victimes guérissent après quelques complications infectieuses. Cependant compte tenu de la complexité de cet accident, il n'est pas à exclure que d'autres victimes n'aient jamais été découvertes [Parmentier *et al.*, 1990].

Avec des conséquences beaucoup plus importantes, l'accident de Goiania (Brésil) a eu lieu entre le 10 et le 13 septembre 1987. Deux pères de familles trouvent et emportent chez eux un barillet d'appareil d'irradiation contenant une source médicale de chlorure de césium 137 de 50,9 TBq laissée depuis 2 ans dans une clinique abandonnée [IAEA, 1988a]. Dès le lendemain, des vomissements et des diarrhées ainsi que des érythèmes aux mains apparaissent chez ces deux personnes qui décidèrent malgré tout de démonter le barillet contenant la source, libérant ainsi la poudre de césium. Leur état ainsi que celui de certains membres de leur famille s'est aggravé amenant le médecin à diagnostiquer une maladie tropicale bien que des brûlures radiologiques aient été apparentes. Quelques temps plus tard, plusieurs familles présentaient les mêmes symptômes

digestifs compte tenu de la libération de la poudre dans l'environnement des habitations alors que les enfants se servaient de la poudre luminescente pour leurs jeux. Suite au démontage de la source, des morceaux ont été vendus à des ferrailleurs 5 jours après la découverte de la source. Le 28 septembre, un technicien est tout de même envoyé dans la demeure des deux pères de famille pour effectuer des mesures de radioactivité. Son matériel a saturé lors de la mesure et le lendemain, soit deux semaines après la récupération de la source par les deux victimes, l'alerte a été donnée. Au final, 20 personnes ont été hospitalisées dont huit avec un syndrome aigu d'irradiation avec des doses évaluées entre 3 et 7 Gy. Les aplasies médullaires furent traitées en combinaison avec des facteurs de croissance permettant la survie de 16 d'entre elles. De plus, une dizaine de personnes ont du subir des greffes ou des amputations suites à des brûlures radiologiques (Figure 1- 10).



Figure 1- 10 : Brûlure radioinduite (rapport IAEA 1998)

La dispersion dans l'air a aussi engendré des contaminations internes qui, pour certaines, ont été évaluées entre 0,1 et 1 Gy. D'autre part 85 maisons ont du être détruites compte tenu de la contamination engendrant la mise en place de zone de stockage de près de 3500 m³ de déchets (Figure 1- 11). Au total 85 % de l'activité totale de la source ont été récupérés et la ville a été considérée comme assainie en mars 1988 [IAEA, 1998b].

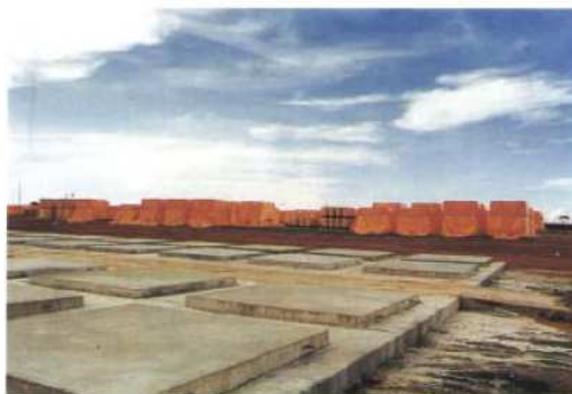


Figure 1- 11 : Photo du site de stockage provisoire des déchets

Dans ces deux exemples, les conséquences humaines, environnementales et économiques ont été catastrophiques et mettent en avant le fait qu'un accident radiologique impliquant un grand

nombre de personnes est d'une énorme complexité à gérer aussi bien en termes d'identification et de prise en charge des victimes qu'en termes de santé publique et d'informations à la population.

1.1.4 Synthèse et enseignements du retour d'expérience pour les accidents radiologiques dus à une source externe

Les accidents radiologiques concernent majoritairement des expositions externes ; par la suite seul ce type d'exposition est considéré dans ce travail. Comme le montrent les exemples précédents d'accidents radiologiques dus à une source externe, chacun d'entre eux est unique et plus ou moins complexe. Au cours de ces 50 dernières années, les enseignements découlant de ces accidents radiologiques ont été riches et ont permis aux médecins, physiciens et biologistes de faire d'énormes progrès aussi bien dans la prise en charge de la victime que dans le choix de la stratégie thérapeutique à adopter comme le montre les exemples suivants.

1.1.4.1 Le point sur les avancées concernant les irradiations localisées.

Les techniques mises au point ces 50 dernières années ont permis de grandes avancées dans le traitement des brûlures radiologiques. La première étape est l'exérèse de la zone susceptible de nécroser afin d'éviter l'expansion des lésions radioinduites. D'autre part, les greffes de peau artificielles ont montré leurs avantages par rapport à une greffe classique lors de leur application pour l'accident de Lilo.

Suite à l'abandon de sources de césium 137 sur un terrain militaire à Lilo (Géorgie), 11 gardes frontières ont été exposés de mi-1996 à mai 1997. Ces derniers se servaient d'un manteau militaire afin de se protéger du froid alors que celui-ci contenait une source de césium oubliée dans une poche. Quatre d'entre eux présentaient des brûlures radiologiques multiples (Figure 1- 12) nécessitant un transfert en France à l'hôpital Percy de Clamart et à l'Institut Curie le 22 Octobre 1997 [IAEA, 2000b ; Bottollier-Depois *et al.*, 1997].



Figure 1- 12 : Lésions radioinduites par la source de césium 137 sur deux des quatre victimes transférées en France

Lors de cet accident des greffes de peau à partir de peau de cochon furent pratiquées pour la première fois et s'avèrent un succès. La Figure 1- 13 montre la cuisse de la victime transférée à Percy avant, pendant et après la greffe de peau.

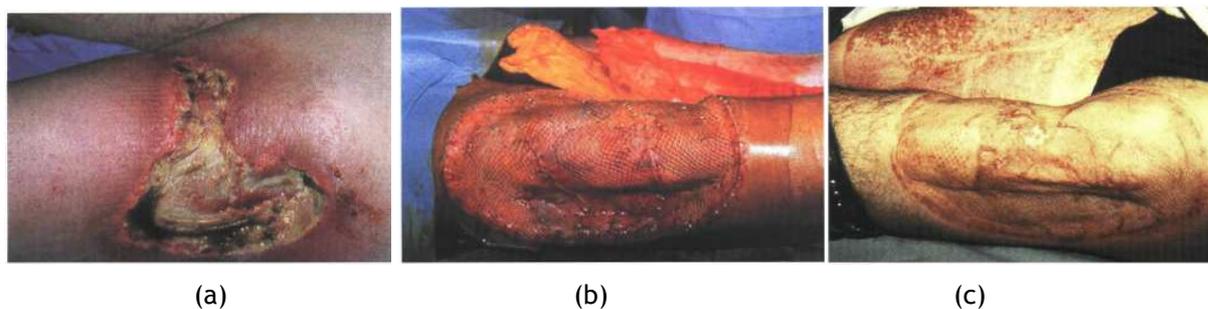


Figure 1- 13 : Cuisse d'une des victimes avant la greffe de peau (a), au moment de la greffe (b) et 9 mois après la greffe de peau (c)

Cependant, ces greffes doivent être pratiquées très tôt après l'accident et les rejets potentiels peuvent obliger les médecins à renouveler les greffes. Aussi, de nouvelles thérapeutiques ont été testées ces dernières années. Ainsi, pour le traitement de la victime d'un accident survenu en 2005 au Chili, l'association d'une exérèse des tissus susceptibles de nécroser basée sur une reconstitution dosimétrique physique et d'injections de cellules souches mésenchymateuses a montré des résultats spectaculaires [Lataillade *et al.*, 2007].

Le 15 décembre 2005, un ouvrier a trouvé sur un chantier, une source d'iridium 192 [IAEA, 2009]. Ce dernier l'a manipulée puis mise dans la poche arrière de son pantalon pendant 10 minutes environ avant qu'une personne munie d'un appareil ne détecte la source. Très rapidement, un érythème et une plaie sont apparus sur la fesse de la victime (Figure 1- 14). Après avoir été transférée en France à l'hôpital Percy fin décembre 2005, une évaluation dosimétrique a été réalisée pour estimer la distribution de la dose dans la fesse et la limite de nécrose [Huet *et al.*, 2009]. Une chirurgie anticipatoire basée sur ce calcul de dose a consisté à enlever les tissus ayant reçu une dose supérieure à 20 Gy (Figure 1- 15). De plus, plusieurs injections de cellules souches mésenchymateuses au niveau de l'exérèse ont permis une meilleure guérison de la plaie comme le montre la Figure 1- 16. Les cellules souches mésenchymateuses sont des cellules extraites d'un prélèvement de moelle osseuse effectué dans une zone non irradiée. La mise en culture de ces cellules pendant trois semaines permet d'obtenir un pool de cellules non différenciées permettant, une fois injectée au niveau de la plaie, de reconstituer les tissus.



Figure 1- 14 : Lésion de la fesse de la victime 5 jours après l'irradiation

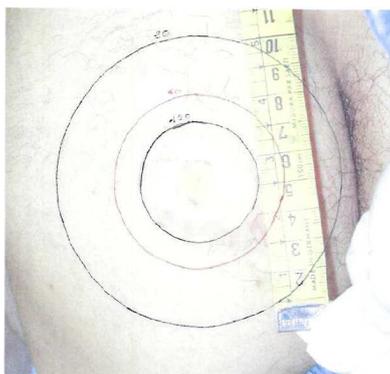


Figure 1- 15 : Distribution dosimétrique sur la fesse de la victime avant l'exérèse



Figure 1- 16 : Fesse de la victime 2 ans et demi après l'intervention et l'injection de cellules souches mésenchymateuses

1.1.4.2 ...Et concernant les irradiations globales.

En ce qui concerne les irradiations globales, il a été démontré que le paramètre le plus important n'est pas la dose moyenne au corps entier en elle-même mais sa distribution dans le corps au moment de l'irradiation. Un exemple montrant l'importance de connaître cette donnée est l'accident survenu le 11 mars 2006 à Fleurus en Belgique.

Un opérateur est intervenu une vingtaine de secondes dans une installation industrielle destinée à la stérilisation de matériaux médicaux et a été irradié par une source de cobalt 60 qui n'était pas complètement immergée dans sa piscine de stockage. Le diagnostic d'accident radiologique n'a été posé que trois semaines plus tard suite à l'apparition d'une alopecie (perte de poils) suivie d'une aplasie médullaire profonde, les premiers symptômes de surexposition ayant été attribués quelques temps plus tôt à des troubles digestifs. Selon les estimations, la victime a reçu une dose de 4 Gy corps entier mais, l'exposition était fortement hétérogène avec les plus fortes doses au niveau du dos [Huet *et al.*, 2008]. Cette distribution très hétérogène a ainsi permis à certaines parcelles de moelle rouge (contenant les cellules souches du sang) non irradiées de repeupler, avec l'aide de facteur de croissance, les zones irradiées. La victime se porte bien à l'heure actuelle à notre connaissance.

Cet exemple illustre l'importance de connaître l'hétérogénéité de la distribution de dose lors d'une irradiation globale. Jusqu'alors le traitement privilégié pour ce type d'exposition était la greffe de

cellules souches du sang mais les traitements sur les victimes de Tchernobyl ont montré leurs limites. Malgré les progrès effectués dans le traitement des aplasies profondes, il est encore difficile (voire impossible) de gérer les défaillances multi-organes consécutives à une très forte irradiation globale.

1.1.4.3 La pluridisciplinarité

Quel que soit le type d'irradiation, l'élément le plus important à déterminer est la dose reçue par la victime. Comme détaillé dans les paragraphes précédents, la multiplicité des symptômes avec différents niveaux de gravité peut vite s'avérer extrêmement compliqué à gérer pour les médecins en charge de la victime. La mutualisation des compétences entre biologistes, physiciens, médecins et autorités compétentes du nucléaire doit permettre une prise en charge rapide et efficace des victimes d'accidents radiologiques.

Depuis une quinzaine d'années, les équipes pluridisciplinaires de l'IRSN (médecins, radiopathologistes, radiobiologistes et physiciens) sont régulièrement impliquées en tant que support au management médical des victimes d'accidents d'irradiation en collaboration avec les hôpitaux en charge de ces victimes et plus particulièrement l'hôpital d'Instruction des Armées Percy. Basée sur l'observation des signes cliniques relevés par les médecins et sur les différents éléments caractérisant l'accident (type de source, circonstances, etc.), les physiciens vont pouvoir à l'aide de techniques physiques et numériques évaluer la dose reçue par la victime. De leur côté, les biologistes compléteront les résultats à l'aide de techniques cytogénétiques. A partir de ce faisceau d'informations, les médecins vont alors pouvoir mettre en place la stratégie thérapeutique la mieux adaptée pour les victimes en faisant appel aux traitements novateurs développés par les radiopathologistes.

1.2 L'évaluation de la dose dans le cas d'une exposition externe

Comme le montrent les accidents présentés précédemment, l'évaluation de la dose reçue par la victime est la première pierre pour l'élaboration de la stratégie thérapeutique. Cette évaluation est effectuée conjointement à l'aide de différentes techniques qui sont l'observation des signes cliniques, la dosimétrie biologique et la dosimétrie physique [Roy et Clairand, 2004].

1.2.1 La dosimétrie clinique.

Le diagnostic d'un accident d'irradiation est difficile à poser en raison des symptômes non-spécifiques de ce type d'accident et du manque de formation des médecins comme de nombreux exemples précédents ont pu le mettre en évidence. La trilogie des premiers symptômes d'une irradiation sont dans un premier temps des symptômes gastro-intestinaux suivis d'une leuco-neutropénie puis de lésions cutanées (brûlure, dépilation, phlyctène, nécrose) apparaissant de manière séquentielle.

Un interrogatoire de la victime de l'accident dès son arrivée à l'hôpital va permettre de relever toutes les données de l'accident telle que la durée de l'exposition, la source impliquée, les circonstances de l'accident mais aussi la succession des signes cliniques sur les 12 dernières heures qui permettront d'asseoir le diagnostic de surexposition radiologique. Le bilan des lésions peut ensuite être dressé avec le contrôle d'un éventuel érythème localisé fugace, d'une parotidite aigue (inflammation des glandes salivaires), ainsi que des syndromes digestifs (nausées, vomissements, diarrhées) et d'asthénie (fatigue physique extrême). Enfin, pour compléter les examens cliniques, des examens paracliniques sont effectués avec un bilan sanguin renouvelé toutes les 6 heures pendant 24 heures qui consistent généralement en un dosage des alpha-amylases (enzyme digestive métabolisant les sucres), un dosage des FLT3-ligand (protéine présente dans la moelle osseuse) ainsi qu'un typage HLA générique pour une éventuelle greffe. Il sera aussi procédé à une prise de sang pour effectuer une dosimétrie biologique.

1.2.2 La dosimétrie biologique

La dosimétrie biologique est basée sur les effets cytogénétiques occasionnés sur les chromosomes lors d'une irradiation. En effet, lors d'une irradiation, des cassures simples et doubles brins peuvent apparaître sur les chromosomes suite aux interactions de particules ionisantes dans la cellule. Des mécanismes de réparation des brins d'ADN des chromosomes se mettent alors en place afin de conserver le patrimoine génétique de la cellule. C'est suite à ces réparations que des aberrations chromosomiques ponctuelles instables telles que des chromosomes dicentriques ou anneaux centriques peuvent apparaître (Figure 1- 17). On considère que ce type d'observation est un marqueur d'une irradiation car, en temps normal, la fréquence d'apparition des ces aberrations est un événement rare [IAEA, 2001].

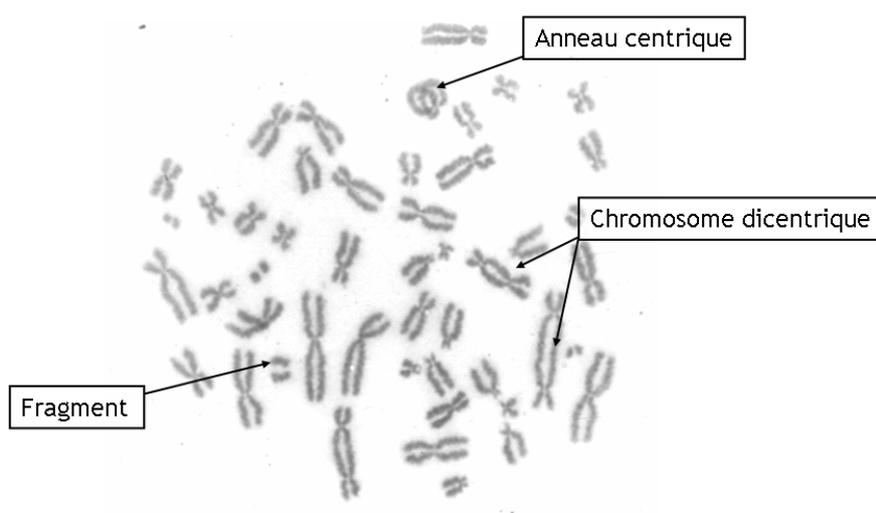


Figure 1- 17 : Présentation des différentes aberrations chromosomiques

La technique de dosimétrie biologique consiste donc à compter le nombre d'aberrations chromosomiques dans un échantillon de sang prélevé sur la victime. Pour cela, environ 500 lymphocytes circulants sont analysés. Grâce à l'intermédiaire de courbes dose-effet préalablement

établies, il est ainsi possible d'évaluer la dose moyenne reçue par la victime pour une irradiation corps entier.

Dans le cas d'une irradiation localisée le comptage va s'effectuer sur deux types de population lymphocytaires: la première irradiée et la seconde non irradiée. Dès lors, une analyse mathématique va être nécessaire pour estimer la dose réellement reçue par la fraction irradiée et sa valeur et ainsi évaluer la dose reçue localement par la victime.

1.2.3 La dosimétrie physique

La dosimétrie physique d'accident permet, au même titre que les dosimétries clinique et biologique, de fournir des informations sur la dose reçue par la victime. Elle peut être divisée en trois grands axes : la dosimétrie rétrospective qui va permettre d'évaluer la dose à partir de matériaux irradiés pendant l'accident, la reconstitution expérimentale qui va évaluer la dose à partir de mesures et enfin la reconstitution numérique qui va permettre d'évaluer la dose à partir de méthodes numériques en modélisant l'accident grâce à un ordinateur.

Alors que les techniques de dosimétrie rétrospective permettent de déterminer la dose indépendamment des circonstances de l'accident [Woda *et al.*, 2009], il est en revanche indispensable d'avoir le maximum d'informations concernant les circonstances de l'accident pour les techniques expérimentale et numérique. Celles-ci vont être déduites des entretiens effectués avec la ou les victimes de l'accident et des témoins éventuels. Ces paramètres concernent la source impliquée dans l'accident (sa géométrie, le radionucléide, son activité), la position de la source par rapport à la victime, la durée d'irradiation, les éléments ayant pu servir d'écran entre la victime et la source, etc.

1.2.3.1 La dosimétrie physique rétrospective

La dosimétrie physique rétrospective permet à partir de mesures effectuées sur certains matériaux biologiques et non biologiques irradiés lors de l'accident prélevés sur la victime, de déterminer la dose reçue. Pour cela, différentes techniques sont disponibles : la résonance paramagnétique électronique (RPE), la luminescence stimulée optiquement (OSL), la thermoluminescence (TL) et l'activation neutronique.

1.2.3.1.1 La résonance paramagnétique électronique

L'irradiation de certains matériaux entraîne la production de radicaux libres en quantité proportionnelle à la dose absorbée. Ces radicaux libres se caractérisent par la présence d'un électron non apparié sur la couche de valence et possèdent ainsi une propriété magnétique intrinsèque : le paramagnétisme de spin. Le nombre de radicaux libres produits suite à une irradiation peut être évalué par la technique de la spectrométrie par RPE qui se base sur l'absorption d'une onde hyperfréquence par une espèce paramagnétique (le radical libre) placée dans un champ magnétique [Zavoiski, 1945].

De nombreuses études sur les propriétés dosimétriques de matériaux biologiques et non biologiques ont été réalisées. Des matériaux tels que l'os [Caracelli and Terrile, 1986], l'émail dentaire [Brady *et al.*, 1968], les cheveux [Trivedi and Greenstock, 1993] et les ongles [Dalgarno and McClymont, 1989 ; Trompier *et al.*, 2009] mais aussi des boutons en plastique [Nakajima T., 1988], des verres de montre [Wu *et al.*, 1995], le saccharose [Nakajima, 1995], certains textiles [Kamenopoulou, 1989] et certains médicaments [Dalgarno and McClymont, 1989] ont été étudiés, faisant apparaître des doses détectables allant de 10 mGy à la dizaine de milliers de gray pour les champs photoniques.

Les problèmes majeurs de la détermination de la dose par spectrométrie RPE concernent la décroissance (rapide pour certains matériaux) du signal RPE ainsi que la présence de signaux parasites. A ce jour, la technique est opérationnelle pour l'émail dentaire, les tissus osseux (champ photonique et mixte (γ, n) et les sucres [Hervé, 2006]. Cette technique a été utilisée avec succès lors d'accidents radiologiques, notamment au San Salvador en 1989 [Desrosiers, 1991], au Maryland en 1991 [Schauer *et al.*, 1993], en Géorgie en 2001 [Clairand *et al.*, 2006] et en Pologne [Trompier *et al.*, 2007] sur des échantillons d'os ainsi qu'en Norvège en 1982 [Sagstuen *et al.*, 1983] sur des sucres.

L'avantage principal de la technique est qu'elle permet une détermination absolue de la dose en un point, c'est-à-dire sans nécessité de connaître au préalable le scénario ; ce qui est particulièrement intéressant, dans la mesure où la connaissance du scénario, et notamment de la durée de l'exposition, est souvent imprécise.

En revanche, l'un de ses principaux inconvénients est qu'elle ne donne la dose qu'en un seul point (point de mesure), c'est pourquoi cette technique est la plupart du temps utilisée en complément des techniques de reconstitutions dosimétriques numériques.

Par ailleurs, le caractère invasif de la technique pour l'os et l'émail dentaire limite son champ d'application. En effet, les zones irradiées sont considérées comme particulièrement sensibles aux infections, et dans ces circonstances un prélèvement peut s'avérer dangereux pour la santé de la victime. Aussi, les recherches actuellement en cours s'orientent plutôt vers des matériaux non biologiques prélevés sur les victimes comme les verres des écrans de téléphone portable qui pourraient également être utilisés pour le tri de population en cas d'accident de grande envergure [Bassinat *et al.*, 2010].

1.2.3.1.2 La luminescence stimulée optiquement et la thermoluminescence

La luminescence stimulée optiquement (OSL) et la thermoluminescence (TL) sont basées sur le même principe. Le matériau emmagasine de l'énergie suite à une irradiation puis la libère sous forme de lumière après une stimulation optique (OSL) ou thermique (TL). La lumière ainsi libérée est fonction de la dose.

Ces techniques appliquées à la dosimétrie rétrospective sont encore au stade de la recherche, elles seraient intéressantes pour déterminer une dose absolue dans l'objectif de procéder à un tri de

population en cas d'accident [Woda *et al.*, 2009]. Des expérimentations sont actuellement à l'étude sur les composants électroniques de téléphones portables [Bassinnet *et al.*, 2010].

1.2.3.1.3 La mesure de l'activation

L'activation neutronique consiste à évaluer la dose reçue par la victime suite à une irradiation par une source neutronique et peut être utilisée dans le cas de tri de population.

Les neutrons vont interagir avec les noyaux présents dans les différents tissus de l'organisme en les faisant passer d'un état stable à un état instable. La dose reçue va alors être déterminée à partir des produits de désactivation [Nimal, 2003]. Par exemple, les neutrons rapides peuvent activer le soufre contenu dans les phanères (cheveux, poils, ongles) selon la réaction $^{32}\text{S}(n,p)^{32}\text{P}$. Une détection de l'émission β du phosphore 32 va alors indiquer la dose reçue mais aussi son hétérogénéité suivant la position des phanères mesurés.

1.2.3.2 La reconstitution dosimétrique physique

La reconstitution dosimétrique physique consiste à reproduire les circonstances de l'accident au moyen de techniques expérimentale ou numérique et à évaluer la dose reçue par la victime représentée respectivement par un fantôme physique ou numérique.

1.2.3.2.1 La reconstitution expérimentale

L'objectif de cette reconstitution est de reproduire le plus fidèlement possible à l'aide des moyens expérimentaux les circonstances de l'accident. Pour cela, un mannequin physique anthropomorphe équivalent tissu-mou représentant la victime et équipé de dosimètres adaptés au type de rayonnement considéré (par exemples des diodes au silicium pour les neutrons ou de la poudre TL pour les photons) est positionné selon les indications données par les témoignages des victimes et témoins de l'accident. Une fois le mannequin irradié, les dosimètres sont lus permettant ainsi d'évaluer la dose reçue par la victime mais aussi sa distribution dans le fantôme (Figure 1- 18).

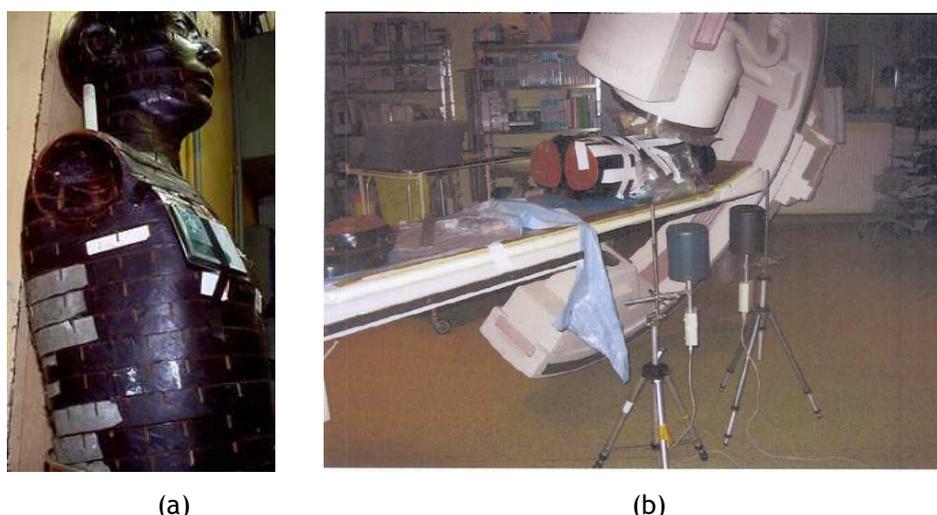


Figure 1- 18 : Mannequin anthropomorphe (a) utilisé lors d'une reconstitution expérimentale en cardiologie interventionnelle (b).

Les principaux inconvénients de la technique sont que, selon les cas, il arrive que certaines circonstances d'accident soient parfois difficiles ou impossibles à reproduire. De plus, le délai de lecture des dosimètres peut parfois s'avérer trop long par rapport à l'urgence de la situation.

1.2.3.2.2 La reconstitution numérique

La reconstitution numérique d'accident consiste à utiliser des méthodes de simulations numériques pour déterminer la dose reçue par la victime. Pour cela, la victime de l'accident est modélisée à l'aide d'un modèle numérique, les paramètres pertinents de l'accident (source, écran,...) sont aussi modélisés et un calcul à l'aide d'ordinateur est effectué.

Cette technique permet de modéliser aussi bien une irradiation globale qu'une irradiation localisée mais dans certain cas, il est compliqué de modéliser certains paramètres. Une description complète et détaillée de cette technique fait l'objet du chapitre suivant.

1.3 Conclusion

Les accidents radiologiques survenus depuis 60 ans ont permis l'élaboration de techniques permettant de prendre en charge les victimes. Des compétences aussi bien médicales mais aussi biologiques et physiques ont fait leur preuve mais par dessus tout c'est la complémentarité de ces différentes techniques qui permet aujourd'hui une prise en charge médicale efficace des victimes. L'élément incontournable pour permettre la mise en place de la stratégie thérapeutique la plus adaptée est l'évaluation de la dose reçue par la victime, ce qui est possible par la dosimétrie biologique, la dosimétrie rétrospective et la reconstitution dosimétrique physique.

Le Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants de l'IRSN dispose d'un ensemble de techniques dédiées à la dosimétrie physique d'accident. Des développements continus des différentes techniques permettent de répondre de façon rapide et précise aux médecins en charge des victimes d'irradiation.

Parmi les techniques de dosimétrie physique, la reconstitution numérique est très souvent utilisée en cas d'accidents radiologiques dus à une source externe car elle permet d'une part une évaluation précise de la dose reçue par la victime lorsque les informations relatives à l'accident sont suffisantes et d'autre part elle permet de simuler différentes configurations si le scénario est imprécis. Enfin, très souvent, le temps d'exposition est la principale inconnue dans les accidents d'irradiation ; aussi seules des distributions de dose par unité de temps peuvent être obtenues. Utilisée conjointement avec la mesure de matériaux irradiés prélevés sur la victime, il est possible de normaliser les calculs.

Mon travail de thèse a consisté à réaliser de nouveaux développements pour améliorer la reconstitution dosimétrique numérique. Dans le chapitre suivant, une description de la reconstitution dosimétrique physique numérique est détaillée afin de pouvoir mettre en avant les

avantages mais aussi les travaux nécessaires, effectués pendant ce travail de thèse, afin de rendre cette technique de reconstitution dosimétrique la plus complète et la plus efficace possible.

Chapitre 2 : La reconstitution numérique physique d'accidents radiologiques

Ce chapitre présente dans un premier temps le principe de la reconstitution numérique d'accident ainsi que les outils qui lui sont associés c'est à dire les modèles anthropomorphes et les codes de calcul Monte Carlo, en particulier le code MCNPX.

Dans un deuxième temps, un outil nommé SESAME, dédié à la reconstitution d'accidents radiologiques dus à une source externe et développé au laboratoire, est décrit ainsi que son application dans le cas d'un accident survenu en Equateur en 2009.

2.1 Principe de la reconstitution numérique d'accident radiologique

2.1.1 Présentation et principe

L'objectif de la reconstitution numérique d'accident radiologique est d'apporter aux équipes médicales des données aussi précises que possible sur la dose reçue par la victime lors de l'accident afin d'adopter la meilleure stratégie thérapeutique. Comme indiqué dans le chapitre précédent, son principe repose sur l'association d'un modèle numérique anthropomorphe représentatif de la victime et d'un code de calcul de transport de particules permettant de calculer la dose reçue par la victime.

Dans un premier temps, la victime de l'accident est représentée à l'aide d'un fantôme numérique. Lors des premières reconstitutions, des représentations simplistes étaient utilisées. A titre d'exemple, lors de la reconstitution de l'accident de gammagraphie survenu en 1977 en Afrique du Sud, la victime fut représentée par un cylindre [Basson *et al.*, 1980]. Actuellement, les modèles utilisés sont des fantômes numériques anthropomorphes mathématiques [Bottollier-Depois *et al.*, 2000 ; Clairand *et al.*, 2006 ; Huet *et al.*, 2008] ou voxélisés [Da Silva *et al.*, 2005 ; Huet *et al.*, 2009].

Dans un second temps, la source impliquée et si besoin l'environnement de l'accident sont modélisés à l'aide du code de transport des particules Monte Carlo. Dès lors, il est possible de déterminer la dose moyenne reçue aux organes et au corps entier mais aussi dans le cas d'une irradiation localisée, de donner une cartographie précise de la distribution de dose dans les tissus situés près de la source au moment de l'accident. Les doses ainsi calculées permettent à l'équipe médicale, en les associant aux données issues des autres techniques d'estimation de la dose, de choisir la thérapeutique adéquate.

2.1.2 Les modèles anthropomorphes

Les modèles anthropomorphes sont à l'heure actuelle très utilisés pour une représentation plus ou moins complexe du corps humain dans des modélisations impliquant des rayonnements ionisants

(radioprotection, anthroporadiamétrie, médecine nucléaire) ou non-ionisants (effets des rayonnements électromagnétiques par exemple).

Il existe à l'heure actuelle deux types de modèles utilisés en dosimétrie des rayonnements ionisants : les modèles mathématiques, simples à utiliser mais représentant le corps humain de manière assez peu réaliste, et les modèles voxélisés, plus complexes mais représentant de manière beaucoup plus précise le corps humain.

2.1.2.1 Les modèles mathématiques

Les modèles mathématiques sont des modèles représentant le corps humain sous forme d'organes définis par des équations mathématiques. Le premier modèle de ce type est le fantôme développé dans le cadre du Comité du MIRD (Medical International Radiation Dose), modèle créé par W.S. Snyder en 1969 [Snyder *et al.*, 1969] (Figure 2-1). Basé sur les données anatomiques de « l'homme standard », ce modèle était au départ destiné à la dosimétrie interne et fut optimisé les années suivantes [ICRP-23, 1974].

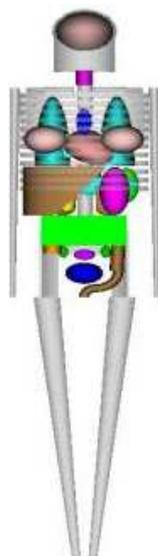


Figure 2-1: Représentation du fantôme MIRD

Afin de prendre en compte la diversité des individus parmi une population, Cristy et Eckerman reprennent en 1987 le fantôme de W.S. Snyder et développent un jeu de cinq fantômes représentant des individus allant de 0 à 15 ans [Cristy et Eckerman, 1987]. Parallèlement, le GSF (Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Allemagne) développe deux autres fantômes adultes à partir du MIRD représentant un homme et une femme de référence (Adam et Eve) [Kramer R. *et al.*, 1982].

Le fantôme MIRD est à ce jour l'un des fantômes mathématiques les plus utilisés et beaucoup de travaux d'améliorations ont été effectués. Parmi les déclinaisons de fantôme MIRD, il existe entre autres un fantôme de la femme enceinte [Stabin *et al.*, 1995] et une gamme de fantômes optimisés tenant compte des variations morphologiques dans une population adulte [Clairand *et al.*, 2000]. Enfin certains fantômes mathématiques ont été développés spécifiquement pour la reconstitution dosimétrique d'accident comme le fantôme MANDRAC, adaptable à n'importe quel individu [Roux,

2000] ou encore un fantôme de type japonais créé pour les expositions dues aux bombes nucléaires d'Hiroshima et Nagasaki [Tanaka *et al.*, 1979].

2.1.2.2 Les modèles voxélisés

2.1.2.2.1 Définition

Grâce aux avancées de l'imagerie médicale, de nouveaux fantômes numériques appelés fantômes voxélisés ont vu le jour. Ces fantômes sont créés à partir d'images issues de l'imagerie médicale tomodensitométrique (scanner) ou par résonance magnétique (IRM). Dans ce modèle, plus précis que celui proposé par le modèle mathématique, le corps humain est représenté sous forme d'une matrice composée de petits cubes nommés voxels (anglicisme pour volume element) dont le volume est créé en donnant une certaine épaisseur à la coupe de l'examen transformant ainsi le pixel (2 dimensions) en voxel (3 dimensions). Ensuite, les différentes coupes sont juxtaposées créant ainsi une matrice en trois dimensions (Figure 2-2).

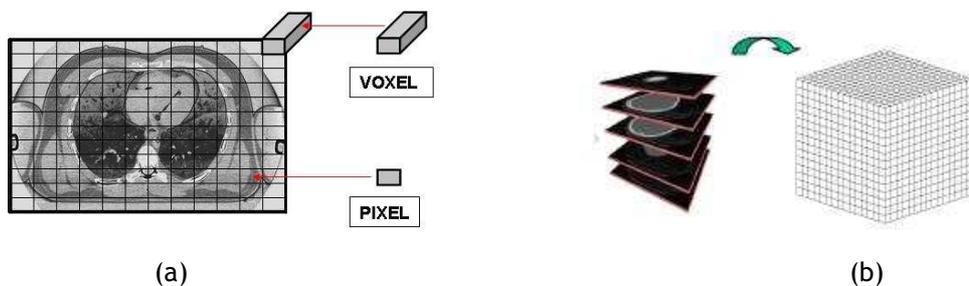


Figure 2-2: Définition d'un voxel (a) et construction de la matrice en trois dimensions (b)

Les images sont ensuite retravaillées afin d'y faire apparaître par segmentation (discrimination par le niveau de gris sur l'image d'origine) certains tissus ou organes dont la composition et la densité ont été déterminées dans le but de reproduire fidèlement les différents milieux traversés par les particules simulées lors d'un calcul Monte Carlo (Figure 2-3).

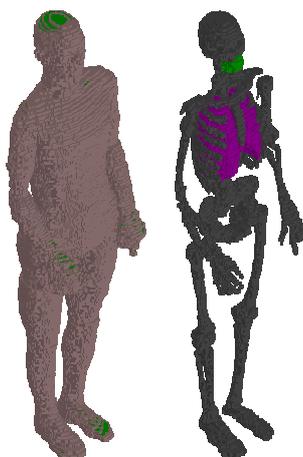


Figure 2-3: Représentation d'un fantôme voxélisé

2.1.2.2.2 Historique

Ces modèles ont été introduits dans les années 1980 par deux équipes différentes [Gibbs *et al.*, 1984 ; Williams *et al.*, 1986]. Dès lors, la multiplication de ces fantômes n'a cessé depuis ces trente dernières années [Lemosquet *et al.*, 2003a ; Caon, 2004] allant du modèle voxelisé d'un fantôme physique anthropomorphe Rando-Alderson [Veit *et al.*, 1992], à la fillette de 14 ans [Caon *et al.*, 1999] en passant par le nourrisson et l'enfant [Zankl *et al.*, 1988] ou encore à l'homme de référence asiatique [Tanaka *et al.*, 1989].

En 1995, P.J. Dimbylow introduit le fantôme voxelisé NORMAN (pour NORmalised MAN) (Figure 2- 4) basé sur des images IRM de volontaires [Dimbylow, 1996] dont les dimensions furent retravaillées afin de correspondre à un homme adulte de référence de 70 kg et de 1,70 m [ICRP-23, 1974].



Figure 2- 4 : Fantôme voxelisé NORMAN

Entre 1996 et 2000, X.G. Xu a développé le fantôme voxelisé VIP-MAN [Xu *et al.*, 2000] (Figure 2- 5) à partir de photographies de coupes d'un détenu américain de 38 ans mesurant 1,86 m pour 90 kg et ayant donné son corps à la science (Visible Human Project) [NLM, 1990].



Figure 2- 5 : Fantôme voxelisé VIP-MAN

D'autre part, l'équipe de G. Zubal a développé à partir de deux séries d'images scanner d'un patient (la première de la tête, l'autre allant du cou jusqu'à mi-cuisses) le fantôme VOXELMAN [Zubal *et al.*, 1994] qui fut la base du développement d'autres fantômes tels que VOXTISS8

[Kramer R. *et al.*, 2003], composition de VOXELMAN et des bras et des jambes du projet Visible Human [Jacob, 1999]. Sur sa lancée, l'équipe de R. Kramer a modifié VOXTISS8 afin de créer le fantôme MAX pour Male Adult voXel [Kramer R. *et al.*, 2003] en se basant sur les données anatomiques de l'homme de référence publiées dans la CIPR 89 [ICRP-89, 2002]. Son homologue féminine FAX pour Female Adult voXel [Kramer R. *et al.*, 2004] a été créé à partir d'un scanner de femme dont les caractéristiques sont proches de la femme de référence toujours selon la CIPR 89 (Figure 2- 6).

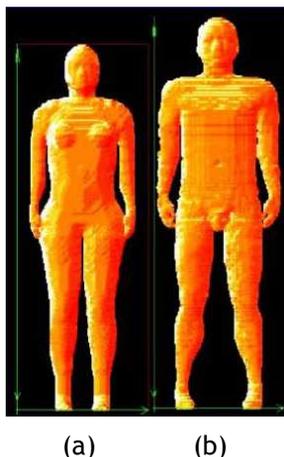


Figure 2- 6 : Fantômes voxélisés FAX (a) et MAX (b)

Récemment, de nouveaux fantômes nommés RMCP (Reference Male Computational Phantom) et RFCP (Reference Female Computational Phantom) [ICRP-110, 2009] ont été développés par M. Zankl à partir des fantômes Rex et Regina [Zankl *et al.*, 2007] eux-mêmes issus des fantômes Golem [Zankl et Wittmann, 2001] et Donna [Fill *et al.*, 2004]. RMCP et RFCP ont été créés à partir des données anatomiques issues de la CIPR 89 et sont admis comme étant les fantômes voxélisés de référence (Figure 2-7). Le Tableau 2-1 présente une revue des différents fantômes voxélisés utilisés en dosimétrie.

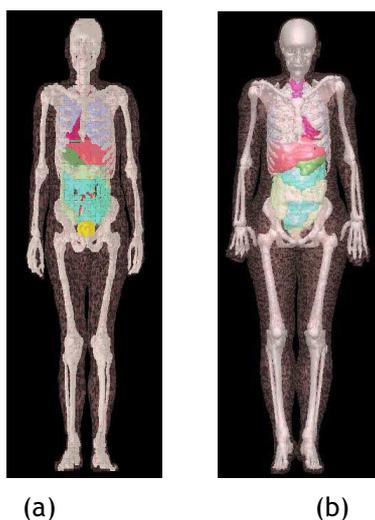


Figure 2-7: Fantômes voxélisés RMCP (a) et RFCP (b)
(<http://www.eurados.org/conrad/Bologna/08-10-07-Zankl.pdf>)

Chapitre 2 : La reconstitution numérique physique d'accidents radiologiques

Tableau 2-1: Revue des différents fantômes voxélisés utilisés en dosimétrie.
M : masculin ; F : féminin ; P : patient ; C : cadavre

NOM	Genre	Age	Taille (cm)	Poids (kg)	Modalité D'imagerie	Taille de la matrice	Taille du voxel (mm ³)	Nombre de régions segmentées	Référence
Adélaïde	F	14 ans	157	48	CT (P) (Thorax)	128 x 128 x 54	2,5 x 2,5 x 10	26	Caon <i>et al.</i> , 1999
Baby	F	8 sem.	57	4,2	CT (C)	256 x 256 x 142	0,85 x 0,85 x 4	54	Zankl <i>et al.</i> , 1988
Child	F	7 ans	115	22	CT (P)	256 x 256 x 144	1,54 x 1,54 x 8	64	Zankl <i>et al.</i> , 1988
Donna	F	40 ans	176	79	CT (P)	512 x 512 x N	0,98 x 0,98 x 0,98	60	Fill <i>et al.</i> , 2004
FAX	F	adulte	163	63	CT (P)	N x N x 453	0,36 x 0,36 x 0,36	22	Kramer R. <i>et al.</i> , 2004
Golem	M	38 ans	176	69	CT (P)	256 x 256 x 220	2,08 x 2,08 x 8	150	Zankl <i>et Wittmann</i> , 2001
MAX	M	adulte	175	75	CT (P)	196 x 96 x 487	0,36 x 0,36 x 0,36	22	Kramer R. <i>et al.</i> , 2003
NORMAN	M	Adulte	176	73	IRM	277 x 148 x 871	2 x 2 x 2	30	Dimbylow, 1996
REGINA	F	43 ans	163	60	CT (P)	299 x 137 x 346	1,77 x 1,77 x 4,84	141	Zankl <i>et al.</i> , 2007
REX	M	38 ans	176	73	CT (P)	254 x 127 x 220	2,14 x 2,14 x 8	141	Zankl <i>et al.</i> , 2007
RFCP	F	adulte	163	60	CT (P)			140	
RMCP	M	Adulte	176	73	CT (P)			140	
VIP-Man	M	38 ans	186	103	Photographies Couleurs (C)	2048 x 1216 x 1870	0,33 x 0,33 x 1	1400	Xu <i>et al.</i> , 2000
Voxelman	M	35 ans	178	70	CT (P) (tête-moitié)	128 x 128 x 246	4 x 4 x 4	64	Zubal <i>et al.</i> , 1994

2.1.3 Les codes de calcul Monte Carlo

Les méthodes de Monte Carlo sont des méthodes de calcul par ordinateur utilisées à l'heure actuelle dans des domaines aussi divers que la finance (évolution d'un produit financier), la génétique (expression des gènes) ou encore la physique (transport de particules). Leur but est d'apporter une solution statistique à un problème qui ne peut pas être résolu par une simple approche analytique.

2.1.3.1 Un peu d'histoire

La première expérience montrant la capacité d'un calcul stochastique à résoudre un problème donné est celle de 'L'aiguille de Buffon' où un nombre répété de jets d'aiguilles sur un parquet représentant des lignes parallèles permet d'approcher la valeur du nombre pi [Buffon, 1777].

Plus proche de nous, la méthode dite « Monte Carlo » en elle-même a été établie à la fin de la seconde guerre mondiale lors du projet Manhattan pour le calcul de diffusion des neutrons dans le cadre du développement de l'arme nucléaire [Leslie, 1962]. Son nom est directement inspiré de la capitale de la principauté de Monaco célèbre entre autres pour ses casinos et ses jeux de hasard.

Développés à l'origine pour des applications militaires, les codes de calcul Monte Carlo ont vu leur utilisation se multiplier ces 60 dernières années notamment dans le domaine du médical et de la radioprotection afin de simuler le transport de particules dans la matière de manière réaliste et d'estimer des grandeurs telles qu'un flux de particules à travers une surface ou une dose déposée dans un organe.

2.1.3.2 Principe et application au transport des particules dans la matière

Le principe des méthodes de Monte Carlo consiste à évaluer une donnée numérique à l'aide de processus aléatoires afin de résoudre des problèmes dans un espace à plus d'une dimension. Ces processus aléatoires sont associés à une fonction de densité de probabilité décrivant un phénomène réel : la répétition de ces processus aléatoires un grand nombre de fois permet d'approcher sous forme de moyenne la donnée numérique recherchée.

Appliquée au transport des particules, la méthode Monte Carlo consiste à créer un grand nombre de particules incidentes et à suivre chacune d'entre elles au fur et à mesure de sa progression dans les différents milieux traversés : ce sont les histoires stochastiques. Chacune d'entre elles tient alors compte des différentes interactions rayonnement-matière avec des particules. Mathématiquement, ces interactions rayonnement-matière se définissent sous la forme de fonction de densité de probabilité de variables aléatoires. Ces fonctions sont déterminées par les sections efficaces différentielles d'interaction, obtenues expérimentalement par les laboratoires de physique nucléaire et diffusées sous forme de bibliothèques. Elles caractérisent l'histoire d'une particule à partir du libre parcours moyen entre deux interactions successives, du type d'interaction, de l'énergie perdue et de l'angle de déviation ainsi que les caractéristiques des éventuelles particules secondaires créées.

2.1.3.3 Les fonctions de densité de probabilité générées par Monte Carlo

Les différentes fonctions de densité de probabilité caractéristiques des interactions sont déterminées à l'aide de méthodes d'échantillonnage basées sur la génération de nombres aléatoires.

2.1.3.3.1 Les nombres aléatoires

« Anyone who consider arithmetical methods of producing random digits is, of course, in a state of sin », John von Neumann (1951). Cette citation illustre le fait que « les nombre aléatoires sont des nombres obtenus par un algorithme mathématique, qui ont l'apparence de nombres aléatoires mais dont la suite est parfaitement reproductible » [Roger, 2006]. En effet, à l'image des nombres calculés par la fonction « random » d'un ordinateur, ces nombres obéissent à des suites numériques qui peuvent être mise en évidence à l'aide de tests tel que le test spectral illustré par la Figure 2-8. L'alignement des points montre la reproductibilité de la suite.

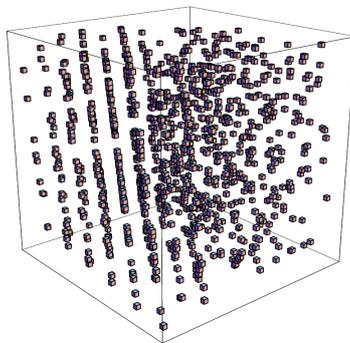


Figure 2-8: Test spectral en 3D représentant un tirage de nombre aléatoire [Roger, 2006].

Il est donc plus approprié de parler de nombres pseudo-aléatoires. Ces derniers sont générés à partir d'une relation de récurrence calculant une n+1ème valeur à partir de la nième valeur. Deux types de méthodes de création de nombres pseudo-aléatoires sont actuellement très utilisés : la congruence linéaire de Lehmer [Lehmer, 1951] et les suite de Fibonacci « retardées » [Press *et al.*, 1986].

2.1.3.3.2 Les méthodes d'échantillonnage

Parmi les méthodes d'échantillonnage [Reaside, 1976] les deux méthodes les plus couramment utilisées à l'aide des nombres pseudo-aléatoires sont la méthode de transformation et la méthode de réjection.

Pour la méthode de transformation :

- une fonction de répartition $F(x) = \int_{-\infty}^x f(u)du$ est définie étant donnée une densité de probabilité $f(x)$,
- des nombres η sont tirés au hasard suivant la loi uniforme dans un intervalle compris entre 0 et 1,
- les nombres $x = F^{-1}(\eta)$ sont répartis suivant la densité de probabilité f .

Pour la méthode de réjection de Von Neumann:

- une valeur de x est choisie suivant une loi uniforme entre la valeur x_{\min} et la valeur x_{\max} ;
- des nombres η sont tirés au hasard suivant la loi uniforme dans un intervalle compris entre 0 et 1,
- Soit $F(\max)$ le maximum de la fonction de répartition, si $\frac{f(x)}{F(\max)} > \eta$, alors la valeur de x est acceptée, sinon elle est rejetée.

2.1.3.4 Les estimateurs de la méthode de Monte Carlo

Pour juger de la fiabilité d'un résultat d'un calcul par la méthode de Monte Carlo, il est indispensable d'associer à ce résultat une estimation de l'erreur statistique. L'histoire stochastique d'une particule étant définie comme une variable aléatoire x , la moyenne se trouve être le paramètre le plus pertinent pour la caractériser et la variance permet de rendre compte de sa fiabilité.

La moyenne se définit telle que :

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$$

avec N , le nombre d'histoires stochastiques à simuler .

Cette distribution arithmétique de la moyenne admet une variance telle que:

$$S^2 = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N - 1}$$

Cette variance S^2 traduit la dispersion de l'échantillon autour de sa valeur moyenne, S représente l'écart-type.

Ainsi, lorsque N est suffisamment grand, la théorie des grands nombres permet d'écrire :

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \xrightarrow{N \rightarrow +\infty} E(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} x f(x) dx$$

et

$$S^2 = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N - 1} \xrightarrow{N \rightarrow +\infty} \sigma^2 = \int_{-\infty}^{+\infty} (x - E(x))^2 f(x) dx = E(x^2) - E^2(x)$$

A leur tour, ces paramètres peuvent être considérés comme étant des variables aléatoires. Ainsi la distribution de la moyenne arithmétique admet elle aussi une variance telle que :

$$S_x^2 = \frac{S^2}{N}$$

Elle permet d'estimer la fiabilité et la précision du résultat à l'aide du théorème central limite en calculant la dispersion de la déviation de la moyenne arithmétique.

D'après le théorème central limite, la distribution de la moyenne arithmétique tend vers la loi normale de moyenne $E(x)$ et d'écart type σ/\sqrt{N} pour N suffisamment grand. De plus, $S \xrightarrow{N \rightarrow +\infty} \sigma$ implique $\sigma/\sqrt{N} \approx S/\sqrt{N} = S_x^-$. Dès lors, des intervalles de confiance, sous l'hypothèse d'une distribution de la moyenne arithmétique suivant une loi normale, sont déterminés pour permettent de définir la variance de cette moyenne arithmétique. Ainsi, il y a 68% de probabilité que la valeur moyenne vraie se trouve dans l'intervalle $\bar{x} \pm S_x^-$ et 95% de probabilité que la valeur moyenne vraie se trouve dans l'intervalle $\bar{x} \pm 2S_x^-$.

2.1.3.5 Les méthodes de réduction de variance

La probabilité que la moyenne tende vers la valeur vraie peut être augmentée en multipliant le nombre d'histoires stochastiques N mais cela entraîne une augmentation du temps de calcul pouvant dans certains cas devenir très pénalisante. Certaines techniques ont alors été développées dans l'objectif de diminuer la dispersion du paramètre S des valeurs de l'échantillon tout en gardant un temps de calcul raisonnable. Ces techniques sont appelées « méthodes de réduction de variance » [Booth, 1985] et permettent au résultat d'un calcul d'être obtenu plus rapidement ou bien que l'incertitude statistique associée au résultat soit réduite pour un même temps de calcul. Les techniques sont classées en 4 catégories : les méthodes de troncature, les méthodes de contrôle de la population, les méthodes de modification de l'échantillonnage et les méthodes semi-déterministes. Seules les méthodes ayant été utilisées durant ce travail de thèse sont décrites dans les paragraphes suivants.

2.1.3.5.1 La méthode de troncature

Elle consiste à simplifier le problème au maximum afin de ne garder que les données qui contribuent de façon significative au résultat du calcul. La méthode la plus simple consiste à ne modéliser que la géométrie importante pour le problème. D'autres techniques de troncature peuvent s'appliquer sur l'énergie des particules, le temps de calcul, ...

2.1.3.5.2 La méthode de contrôle de population

Cette méthode consiste à guider les particules afin d'augmenter la proportion de celles contribuant au résultat : l'astuce repose sur le fait de consacrer plus de temps de calcul pour les particules qui sont dans les régions d'intérêt. Pour cela, à chaque particule est associé un poids, « weight », qui est le reflet de toutes les interactions possibles de cette particule. Lors d'une interaction, ce poids est recalculé et le sera pour chaque nouvelle interaction. Les méthodes de « splitting » et de roulette russe permettent grâce à ce système de calcul de poids de guider les particules vers une région d'intérêt.

Si une particule se dirige vers une région d'intérêt plus importante alors celle-ci est divisée en n particules avec un poids de $1/n$, c'est le « splitting ». Dans le cas contraire, si des particules se dirigent vers une région de faible intérêt alors certaines d'entre elles sont éliminées, c'est la « roulette russe ». Si, parmi les particules qui survivent, certaines contribuent au résultat alors leur poids est divisé par p (probabilité de survie) afin de tenir compte de l'élimination des particules (Figure 2-9).

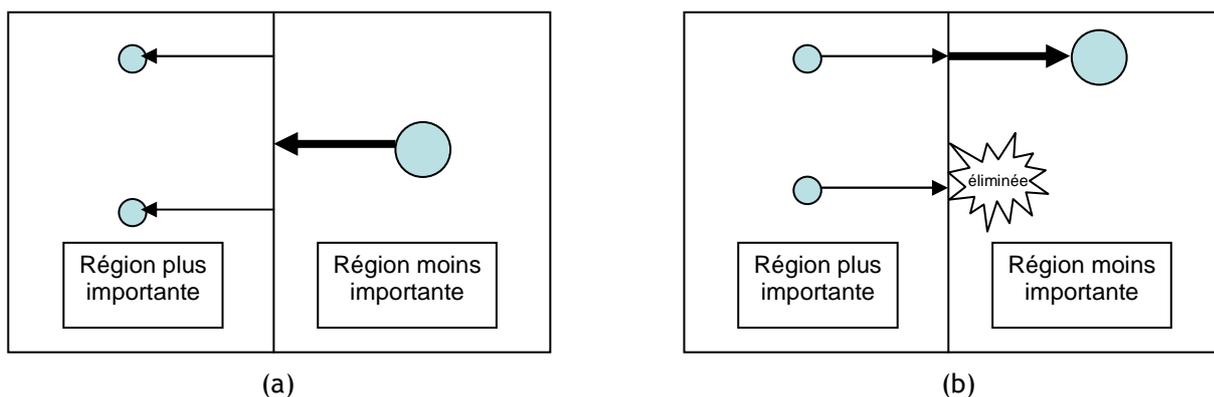


Figure 2-9: Méthodes de « splitting » (a) et de roulette russe (b)

2.1.3.5.3 La méthode de modification de l'échantillonnage

L'échantillonnage statistique du problème est modifié initialement ou au cours des histoires stochastiques pour augmenter le nombre de contributions pour un résultat. Dès lors, le poids de chaque particule contribuant au résultat est ajusté afin de tenir compte de cette modification par rapport à une situation sans réduction de variance.

2.1.4 Le code de calcul MCNPX

Il existe différents codes Monte Carlo d'interaction rayonnement-matière utilisés pour le transport des particules :

- EGS5 [Hirayama *et al.*, 2005]
- GEANT4 [Geant4 Collaboration, 2003]
- PENELOPE [Salvat *et al.*, 2008]

Le code de calcul utilisé dans le cadre de ce travail est le code Monte Carlo N-Particule eXtended (MCNPX) développé à Los Alamos à partir de la version 4c du code MCNP [Breisemeiter, 2000]. La première version de ce code (Version 1a) date de 1977 et n'a pas cessé d'être améliorée depuis 60 ans par l'équipe de la division des Sciences Physiques Appliquées (X Division) [Breisemeiter, 1997]. A l'heure actuelle, MCNPX [Hendricks *et al.*, 2008] fait partie des codes les plus utilisés en dosimétrie en raison de sa simplicité d'utilisation et du grand nombre de types de particules et d'interactions rayonnement-matière qu'il prend en compte. La totalité de la géométrie à modéliser ainsi que les nombreux paramètres caractérisant la source, les résultats souhaités et les caractéristiques des phénomènes physiques sont inscrits dans un fichier d'entrée unique au format ASCII.

2.1.4.1 La structure du fichier d'entrée MCNPX

Les différents paramètres nécessaires à l'écriture du fichier d'entrée sont décrits à l'aide de cartes réparties en bloc. La structure d'un fichier MCNPX est constituée de trois blocs :

- *Le bloc « géométrie »* : la totalité de la géométrie est décrite à l'aide de surfaces combinées entre elles afin de définir des cellules représentant les différents volumes de la géométrie.
- *Le bloc « surfaces »* : toutes les surfaces simples nécessaires à la conception des cellules y sont répertoriées.
- *Le bloc « données »* : dans ce bloc toutes les données nécessaires au calcul sont spécifiées.

Les principales sont les suivantes :

- o *Données « matériaux »* : toutes les compositions des matériaux nécessaires à la modélisation y sont listées. C'est dans cette partie que l'on spécifie également les bibliothèques de sections efficaces différentielles d'interaction que l'on souhaite utiliser.
- o *Données « source »* : il permet de décrire tous les paramètres de la source tels que le type de particules émises, leur spectre d'énergie, la position et la répartition géométrique de l'émission, etc.
- o *Paramètres de simulation* : il regroupe un certain nombre de cartes permettant de choisir des options concernant la simulation (méthode de réduction de variance, paramètres du fichier de sortie, etc.)
- o *Données « tally »* : les différentes cartes « tally » permettent de choisir le type de résultat désiré à l'issue du calcul. Le Tableau 2-2 présente les différents types de « tally » disponibles dans MCNPX.

Tableau 2-2: Présentation des différents tallies du code MCNPX et de leurs unités associées

Tally	Description	F Unités	*F Unités
F1	Nombre de particules ou énergie des particules traversant une surface	-	MeV
F2	Fluence de particules à travers une surface	1/cm ²	MeV/cm ²
F4	Fluence de particules à travers une cellule	1/cm ²	MeV/cm ²
F5	Fluence de particules en un détecteur point	1/cm ²	MeV/cm ²
F6	Energie déposée par unité de masse	MeV/g	jerks/g
F7	Energie de fission déposée à travers une cellule	MeV/g	MeV
F8	Energie déposée	événements	MeV

2.1.4.2 Les estimateurs de l'incertitude statistique d'un calcul MCNPX

Pour chaque valeur de « tally » calculée, MCNPX associe une incertitude statistique relative R donnée par :

$$R = \frac{S_x}{x}$$

Ainsi qu'un paramètre nommé « figure of merit » ou « FOM » tel que :

$$FOM = \frac{1}{R^2 \times T}$$

où T représente le temps en minutes.

Pour que le théorème central limite soit vérifié et donc que la valeur du « tally » soit considérée comme vraie, il faut que R soit inférieure à 0,1. De plus, si N est suffisamment grand alors R^2 est proportionnel à $1/N$ et T est proportionnel à N, ce qui implique que le FOM est constant. Ce dernier est un bon indicateur de la fiabilité statistique du calcul : plus sa valeur est grande, meilleure est l'approximation du résultat.

Afin d'optimiser ces deux paramètres, les techniques de réduction de variance disponibles dans MCNPX consistent à faire diminuer R au maximum et à augmenter le plus possible le paramètre FOM. Les différentes méthodes de réduction de variance mises en œuvre dans ce travail de thèse sont détaillées dans la première partie du chapitre 6. Enfin une série de 10 tests statistiques est effectuée, soit sur certaines valeurs, soit sur la totalité du tally, afin de vérifier la fiabilité du calcul [Booth,1985].

2.2 L'outil SESAME

En développement depuis une dizaine d'années au LDRI, SESAME, acronyme pour Simulation of External Source Accident with MEDical images, est une interface graphique permettant la reconstitution dosimétrique numérique d'accidents radiologiques dus à une source externe. SESAME est issu de l'interface ANTHROPO, interface conçue à l'origine pour des cas de simulation d'anthroporadiométrie [Franck *et al.*, 2001 ; Borisov *et al.*, 2002]. A partir de 2002, des développements spécifiques ont conduit à la naissance de deux interfaces distinctes [Aubineau-Lanière *et al.*, 2005] :

- OEDIPE (Outil d'Evaluation de la Dose Interne Personnalisée) est dédié aux simulations des mesures anthroporadiométriques [Lamart, 2008] ainsi qu'au calcul de la distribution de dose en cas de contamination interne [de Carlan *et al.*, 2003 ; Chiavassa *et al.*, 2005 ; Broggio *et al.*, 2009].
- SESAME est conçu pour le calcul de la distribution de dose en cas d'accidents radiologiques dus à une source externe [Lemosquet *et al.*, 2004; Huet *et al.*, 2009].

SESAME associe une géométrie voxelisée au code de calcul Monte Carlo MCNPX et permet de gérer l'ensemble des étapes nécessaires à la reconstitution numérique d'accidents radiologiques. En particulier, il permet la création de fantômes voxelisés personnalisés de la victime à partir d'images médicales tomodensitométriques ou IRM, la modélisation de la source et l'environnement de

l'accident, la création automatique d'un fichier d'entrée au format MCNPX contenant toutes les informations nécessaires à la modélisation de l'accident ainsi que le traitement des résultats issus du calcul Monte Carlo.

2.2.1 L'environnement de développement PV-WAVE

SESAME est développé sous l'environnement de développement PV-WAVE®, outil puissant pour le traitement des données. Ce dernier est soumis à licence et doit être au préalable installé sur un PC. L'application est lancée à partir d'une home-window par la commande « @lancer » qui permet la compilation des fichiers programmes « .pro » et l'exécution de SESAME. Si des modifications sont apportées dans les fichiers programmes « .pro », l'application doit être recompilée afin de pouvoir être exécutée à nouveau.

2.2.2 Les fonctionnalités

L'Interface Homme Machine (IHM) a été développée afin d'être la plus conviviale possible pour l'utilisateur. La fenêtre d'accueil du logiciel est présentée ci-dessous (Figure 2-10). Une barre de menu principal permet d'accéder à l'ensemble des fonctionnalités de SESAME.

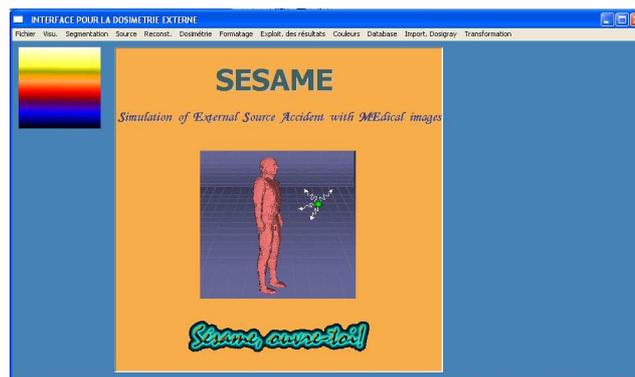


Figure 2-10: Fenêtre d'accueil de SESAME

Le principe de fonctionnement de SESAME est présenté sur la Figure 2-11. Les fonctionnalités principales de l'outil SESAME sont :

- la création de fantôme voxelisés personnalisés à partir d'images tomodensitométriques ou IRM,
- la modélisation de l'accident : géométrie et caractéristiques de la source, géométrie et caractéristiques de l'environnement,
- la création automatique du fichier d'entrée au format du code MCNPX,
- l'exploitation du fichier de sortie de MCNPX et l'affichage des résultats.

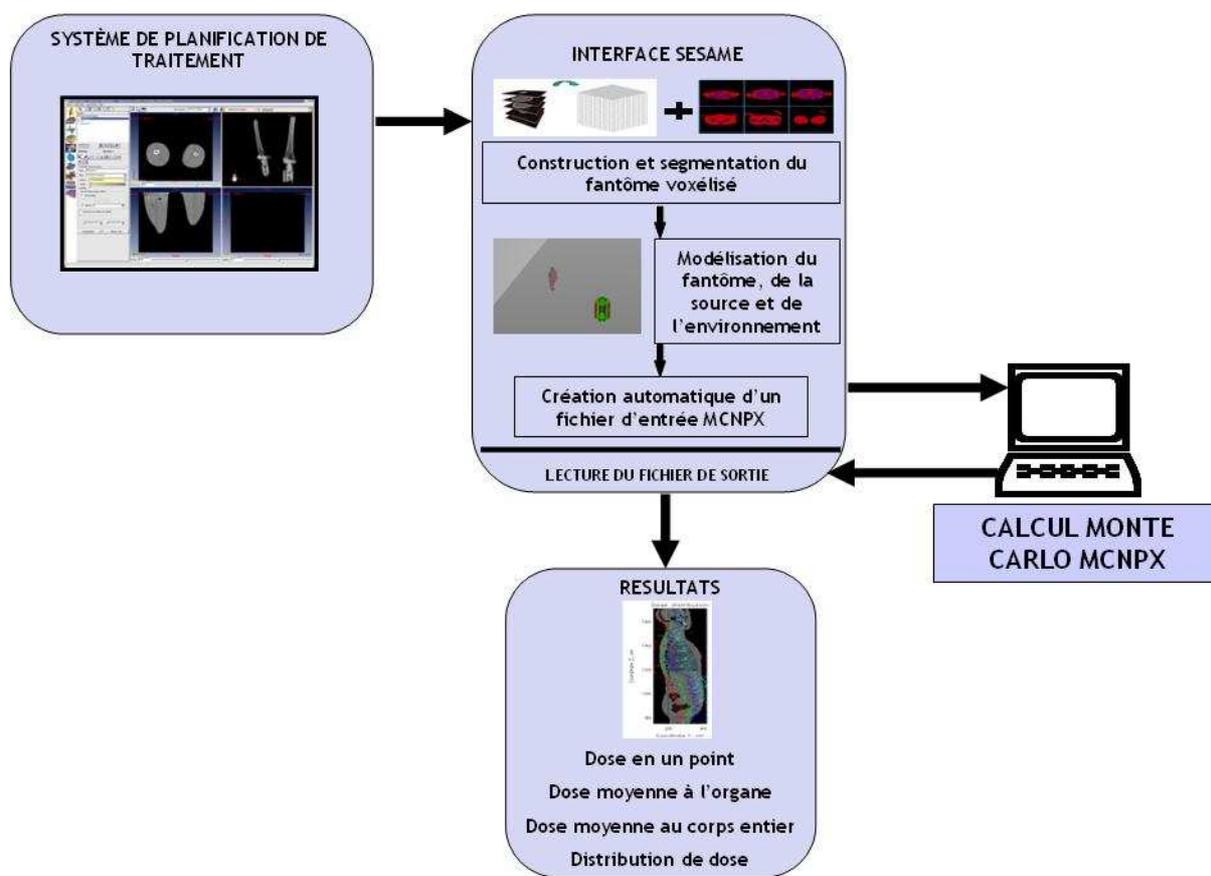


Figure 2-11: Schéma de fonctionnement de SESAME

2.2.2.1 La création de fantômes numériques voxelisés personnalisés

2.2.2.1.1 Le contournage des structures d'intérêt

Le fantôme numérique personnalisé est créé à partir d'images tomodensitométriques ou IRM de la victime au format DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine). Ces images sont importées dans le logiciel ISOgray. Le logiciel ISOgray (anciennement DOSIgray) est un système de planification de traitement (TPS) développé par la société Dosisoft qui est utilisé dans les centres de radiothérapie pour planifier les traitements des patients. Il permet à partir d'images tomodensitométriques ou IRM du patient de définir les zones à traiter via l'étape de contournage et éventuellement de recalculer des images en fonction d'examen TEP par exemple. Dans un second temps, se basant sur des données expérimentales déterminées pour chaque accélérateur linéaire, le TPS est capable de « simuler » le faisceau d'irradiation et de donner la distribution de dose au niveau du volume cible.

En ce qui concerne la création des fantômes voxelisés, seule la fonctionnalité concernant le contournage des structures d'intérêt du TPS est utilisée. Celle-ci permet de discriminer sur chaque image de l'examen les différentes structures à contourner en fonction des niveaux de gris de l'image (Figure 2-12) et de sauvegarder ces données sous forme de fichiers contenant les coordonnées de points appartenant aux contours.

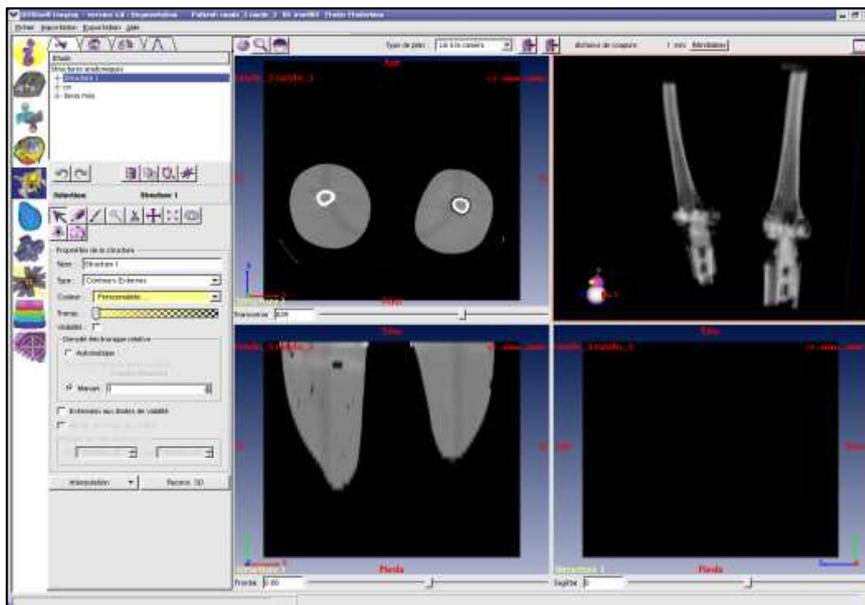


Figure 2- 12 : Module de segmentation dans le logiciel ISOgray

Pour des raisons de compatibilité de format de fichiers, une étape supplémentaire de conversion via DOSIgray est nécessaire. En effet, l'application ANTHROPO et par la suite SESAME a été développée à partir des fichiers de sortie de DOSIgray. Afin de conserver cette compatibilité, il est nécessaire de traduire les fichiers contenant les contours venant d'ISOgray en les enregistrant au format DOSIgray. Ce format est présenté dans le chapitre suivant.

2.2.2.1.2 La voxélisation du fantôme

En utilisant le menu « importation Dosigray » de SESAME, l'outil crée automatiquement une matrice en 3 dimensions en juxtaposant les différents contours issus des différentes coupes et les remplit avec différents niveaux de couleur représentatif des structures définies sur les images scanner. Cette procédure fait l'objet d'une description plus détaillée dans le chapitre suivant.

La définition de la géométrie et des matériaux qui la compose sont des paramètres d'entrée indispensables pour MCNPX, il est donc nécessaire dans SESAME, en utilisant l'onglet « Segmentation », d'associer à un niveau de couleur un matériau (Figure 2- 13).

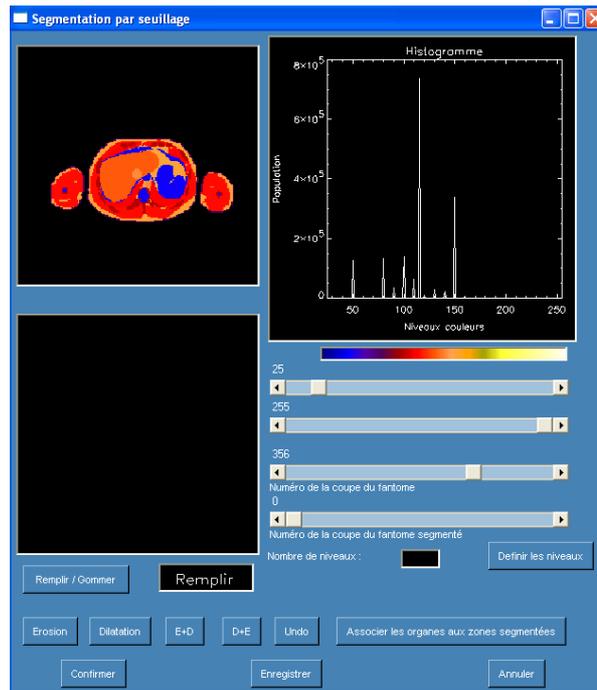


Figure 2- 13 : Fenêtre de segmentation des différentes structures dans SESAME

La composition et la densité d'un certain nombre de matériaux ont été préalablement définies à partir des données de l'ICRU 44 [ICRU-44, 1989] dans une base de données de matériaux. Cette dernière est disponible via l'onglet « Database » du menu principal de SESAME.

2.2.2.2 La modélisation de la source

L'onglet « source » du menu principal permet de définir tout d'abord la géométrie de la source (volumique ou ponctuelle), puis, de déterminer l'emplacement de la source par rapport au fantôme dans les trois directions (Figure 2-14).

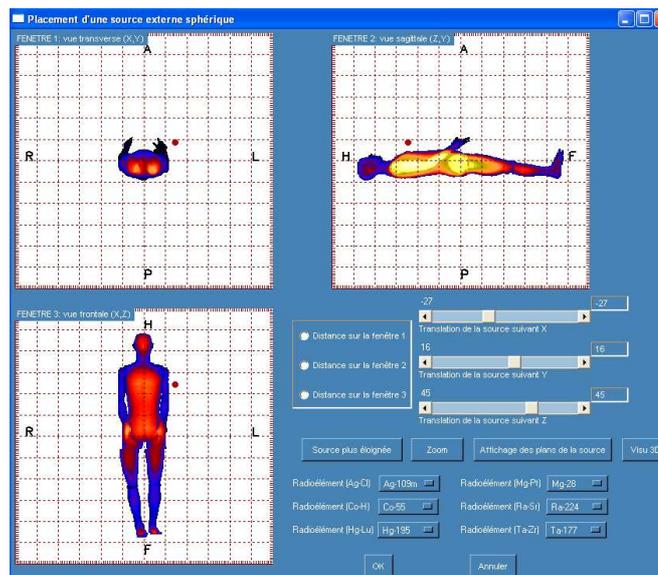


Figure 2-14 : Interface graphique de positionnement de la source

Les autres caractéristiques telles que le radionucléide, le type d'émission (photon, électron,...), la densité, l'activité et la durée d'irradiation (Figure 2-15) sont disponibles à travers les différents onglets radioéléments. Une bibliothèque de 247 radionucléides est disponible dans laquelle sont répertoriés pour chacun, le ou les modes de désintégration ainsi que les raies d'émission et leur probabilité de désintégration. Il est également possible d'ajouter des radionucléides via le menu « database » de la fenêtre principale de SESAME.



Figure 2-15 : Fenêtre de définition des caractéristiques de la source

2.2.2.3 La modélisation de l'environnement

Si la modélisation de l'environnement de l'accident est nécessaire, le menu « Reconst » permet d'ajouter en fonction du besoin un ou plusieurs écrans ainsi que des murs (Figure 2-16). La géométrie de l'environnement et la position du fantôme dans cet environnement sont définies dans cette étape de façon similaire au module de définition de la source. De la même manière que pour les matériaux qui composent les fantômes, les caractéristiques des matériaux, des écrans et des murs sont définies dans une base de données.



Figure 2-16 : Vue en 3D d'une modélisation d'un modèle voxélisé et de son environnement

2.2.2.4 La sélection de la dosimétrie

Différents types de calcul de dose peuvent être sélectionnés via l'onglet « dosimétrie » de l'interface SESAME. Selon le besoin, il est possible de choisir parmi trois types de dosimétrie :

- le calcul de dose moyenne dans un ou plusieurs organes distincts,
- le calcul de dose moyenne au corps entier,
- le calcul de distribution de dose correspondant à une cartographie des niveaux de doses dans les différents tissus sur la totalité ou une partie du fantôme.

Chaque type de dosimétrie est associé à un « tally » dans le fichier d'entrée au format MCNPX.

2.2.2.5 La création du fichier d'entrée au format MCNPX

Une fois tous les paramètres nécessaires à la reconstitution sélectionnés, SESAME procède à la création automatique du fichier d'entrée MCNPX via l'onglet « Formatage ». Un exemple de fichier d'entrée est présenté dans l'annexe 1.

2.2.2.5.1 L'écriture du fantôme

Deux méthodes de description du fantôme voxélisé sont disponibles :

- la description en voxel coupling,
- la description sous forme de réseau.

La méthode de description implémentée lors de l'élaboration de l'outil SESAME, le voxel coupling, consiste à décrire dans un premier temps la totalité des surfaces décrivant les cellules (voxels) constituant le fantôme puis dans un second temps, chaque cellule (voxel) à l'aide de combinaisons des différentes surfaces juxtaposées les unes à côté des autres.

Les récents développements de MCNPX ont permis d'implémenter l'écriture du fantôme sous forme de réseau. Avec cette écriture, il est possible de modéliser le fantôme voxélisé à l'aide d'un réseau « lattice » représentant un maillage en trois dimensions dont la maille élémentaire est extraite de la résolution des images de l'examen médical initial. Chacune de ces mailles élémentaires est remplie à l'aide d'un univers contenant toutes les caractéristiques correspondant à un matériau du fantôme (numéro, densité, composition,...). Par exemple si le fantôme est composé de 3 mailles d'air suivies de 3 mailles de tissu mou étant respectivement définis comme l'univers n°1 et comme l'univers n°3 alors le fantôme est écrit dans le fichier d'entrée tel que :

```
1 1 1 3 3 3
```

Le nombre de voxels d'un fantôme étant très important, la répétition de matériau est écrite à l'aide de « structures répétées ». L'exemple précédent devient alors : 1 2R 3 2R (nR étant le nombre de répétitions).

La description sous forme de réseau du fantôme voxélisé permet un gain en temps de calcul considérable (d'une semaine à quelques heures). En outre, la limitation de MCNPX à 100000 cellules impliquait qu'avec l'écriture en voxel coupling les calculs de dose soient réalisés uniquement sur deux ou trois coupes. A présent, il est possible de réaliser un calcul de distribution de dose sur l'ensemble

du fantôme en une seule fois. Néanmoins, la méthode de description en voxel coupling a été conservée pour permettre à l'utilisateur de choisir selon ses besoins.

2.2.3.2.2 Le tally F6

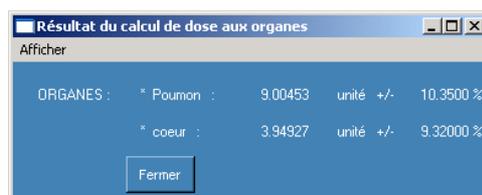
Lors de la création du fichier d'entrée, le calcul de la dose s'effectue à l'aide du « tally » F6 quel que soit le type de dosimétrie sélectionnée. On détermine ainsi l'énergie déposée par unité de masse dans une cellule, un univers ou la totalité des cellules. Le résultat d'un calcul avec le tally F6 est exprimé en $\text{MeV}\cdot\text{g}^{-1}$. Le tally F6 pour un calcul de dose moyenne dans un organe, par le voxel coupling, consiste à spécifier dans le tally toutes les cellules appartenant à l'organe étudié. Dans le cas d'une écriture sous forme de réseau, le tally F6 est calculé dans la totalité de l'univers d'intérêt (tissu mou, os,...).

Le calcul de dose moyenne au corps entier correspond à une moyenne des doses reçues par tous les organes pondérées par leurs masses respectives.

Enfin pour le calcul des distributions de dose, le « tally » F6 est effectué dans chaque voxel composant le fantôme.

2.2.2.6 L'exploitation des résultats

SESAME permet l'exploitation des données issues du calcul MCNPX et leur présentation sous forme de fenêtres graphiques. Il extrait les données pertinentes du fichier de sortie afin de présenter soit les valeurs des doses moyennes aux organes ou au corps entier (en gray) sous forme de tableau de valeurs (Figure 2- 17), soit la distribution de dose (en gray) dans le fantôme voxélisé sous forme d'isodoses (Figure 2- 18). Ces distributions de dose sont superposées aux images du fantôme voxélisé et peuvent être présentées selon les trois directions (sagittale, frontale et transverse). Enfin, les distributions peuvent être sauvegardées en format binaire ou en format texte afin d'être analysées ultérieurement.



Résultat du calcul de dose aux organes				
Afficher				
ORGANES :	* Poumon :	9.00453	unité +/-	10.3500 %
	* coeur :	3.94927	unité +/-	9.32000 %

Fermer

Figure 2- 17 : Fenêtre de présentation des résultats pour un calcul de dose aux organes

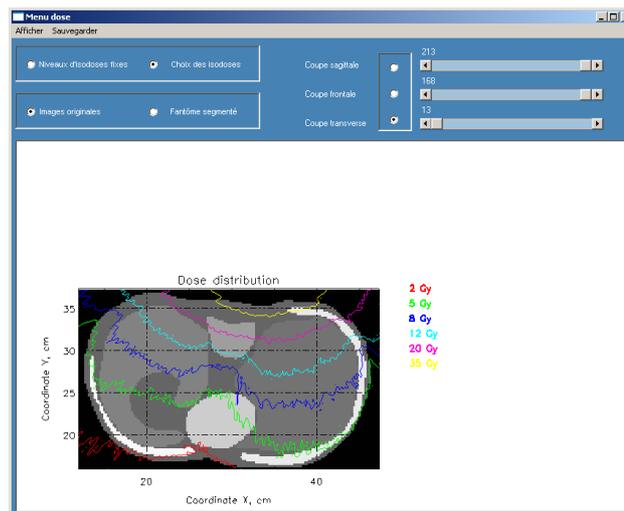


Figure 2- 18 : Fenêtre de présentation des résultats pour un calcul de distribution de dose

2.3 Application à un cas concret : accident survenu en Equateur en avril 2009

L'outil SESAME a été utilisé à plusieurs reprises ces dernières années pour estimer la dose reçue par une victime suite à un accident radiologique impliquant une source externe. La reconstitution la plus récente concerne un accident survenu en Amérique du sud en Avril 2009 [Courageot *et al.*, 2010].

2.3.1 Contexte

Cet accident est survenu en Equateur début avril 2009. La source impliquée était une source d'iridium 192 de 555 GBq (15 Ci) utilisée pour le contrôle de soudure de structures métalliques sur les chantiers. L'appareil de gammagraphie utilisé pour ce genre de travaux est constitué d'un château de stockage, d'une télécommande et d'une gaine d'éjection (Figure 2-19).

Le 12 avril 2009, la victime procédait au nettoyage d'outils dans un bunker en l'absence temporaire du technicien qualifié qui l'accompagnait. En manipulant un gammagraphe, le porte-source présent dans ce dernier est tombée au sol (Figure 2-20). Ignorant qu'il s'agissait d'une source, la victime l'a ramassée et placée dans la poche avant gauche de son pantalon avec l'intention de la remettre au technicien quand il reviendrait. A son retour, le technicien a identifié immédiatement la source, l'a mise en sécurité et a fait évacuer la victime vers l'hôpital.



Figure 2-19 : Elément composant l'appareil de gammagraphie : la télécommande, la gaine d'éjection et le conteneur de stockage.

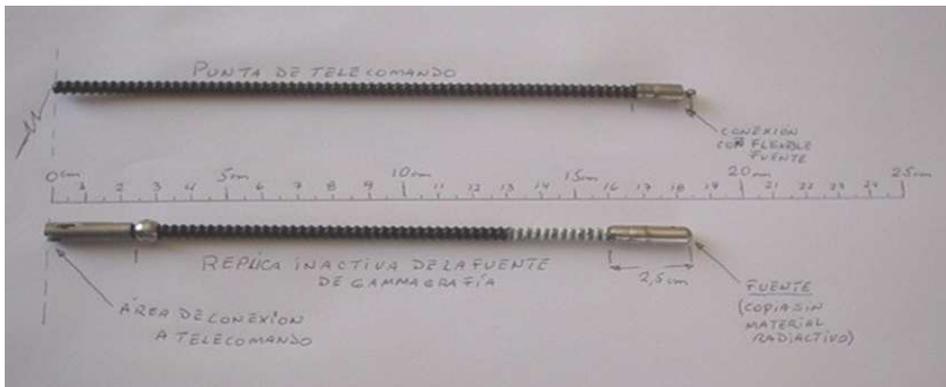


Figure 2-20 : Photographie du type de source d' ^{192}Ir à l'origine de l'accident (source de gammagraphie)

Très rapidement, un érythème et une phlyctène (cloque) sont apparus sur la cuisse gauche de la victime (Figure 2-21). Les jours suivants, la zone touchée a commencé à nécroser traduisant le caractère très sévère de l'irradiation. L'Equateur a demandé l'assistance de l'Agence Internationale de l'Energie Atomique qui a mandaté plusieurs personnes sur place dont le Professeur P. Gourmelon de l'IRSN. La victime a été transportée en France le 29 avril 2009 pour être soignée à l'Hôpital d'Instruction des Armées Percy de Clamart. Le LDRI a été sollicité pour réaliser la reconstitution dosimétrique de l'accident.



Figure 2-21 : Cloque due à l'irradiation (J+2)

2.3.2 La reconstitution numérique de l'accident

2.3.2.1 Outils et hypothèses

2.3.2.1.1 Le fantôme personnalisé de la victime

A partir des 203 coupes de l'examen scanner de la victime effectué par l'hôpital ayant accueilli la victime en Equateur, un fantôme voxélisé allant de la moitié des crêtes iliaques jusqu'au milieu du genou a été créé. Le contourage des deux structures principales (l'os et le tissu-mou) a été effectué avec le TPS ISOgray puis les fichiers contenant les contours ont été importés dans SESAME afin de procéder à la création du fantôme voxélisé présenté sur la Figure 2-22.

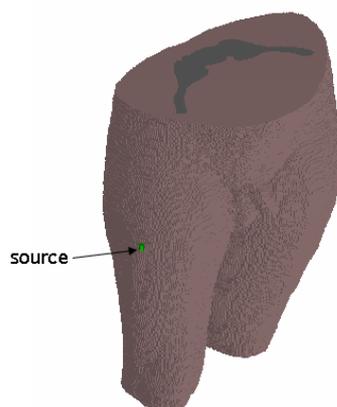


Figure 2-22 : Représentation par le logiciel SABRINA [Van Riper, 1997] du fantôme voxélisé de la victime

2.3.2.1.2 Les hypothèses retenues pour le calcul

Le scénario est basé sur le témoignage de la victime et des personnes présentes lors de l'accident ainsi que sur le rapport d'enquête réalisé par les personnes mandatées par l'AIEA.

La géométrie des sources contenues dans les appareils de gammagraphie est bien connue. Concernant cet accident, il s'agit d'un cylindre de 1 mm de diamètre sur 2 mm de hauteur encapsulé dans un cylindre en acier de 1 mm d'épaisseur sur 6 mm de hauteur. La source est elle-même encapsulé dans un porte-source d'1 mm d'épaisseur en acier (Figure 2-23).

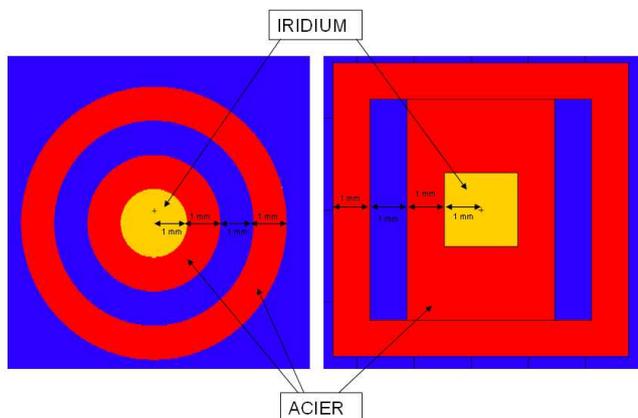


Figure 2-23 : Représentation par le plotter MCNPX de la source et du porte-source (vues transverse à gauche et sagittale à droite)

Le scanner de la victime a été réalisé après une première intervention chirurgicale faite à Quito sur la cuisse gauche de la victime. Aussi, afin de respecter l'anatomie de la victime au moment de l'accident, les calculs ont été effectués sur la jambe droite a priori non exposée et ne présentant aucune lésion. La source a été placée à 2 mm de la peau en haut de la cuisse droite pour simuler une source dans une poche de pantalon. Les données physiques concernant la source, connues grâce au certificat, ont été sélectionnées dans SESAME. En revanche, une incertitude demeure sur le temps d'exposition. Nous avons donc choisi d'effectuer des calculs pour des temps d'exposition de 1 heure, 1 heure 30 et 2 heures. Le calcul de la distribution de dose a été effectué sur la totalité des coupes du fantôme.

2.3.2.2 Résultats

Les calculs nous ont permis de déterminer la distribution de dose en profondeur ainsi que la distribution à la surface de la cuisse pour des durées d'exposition d'1 heure, 1 heure 30 et 2 heures.

Les Figure 2-24, Figure 2-25 et Figure 2-26 montrent les différentes distributions de doses en fonction des temps d'irradiation dans le plan de la source pour des plans transverses et sagittaux.

L'isodose 25 Gy qui constitue théoriquement la dose limite de nécrose se situe à des profondeurs allant de 4,4 cm à 6 cm. De même, les 20 Gy sont atteints à une profondeur allant de 4,9 cm à 6,7 cm.

Les 25 Gy sont atteints en surface dans une couronne allant de 4,2 cm à 6 cm de rayon. Les 20 Gy sont atteints en surface dans une couronne allant de 4,8 cm à 6,6 cm de rayon.

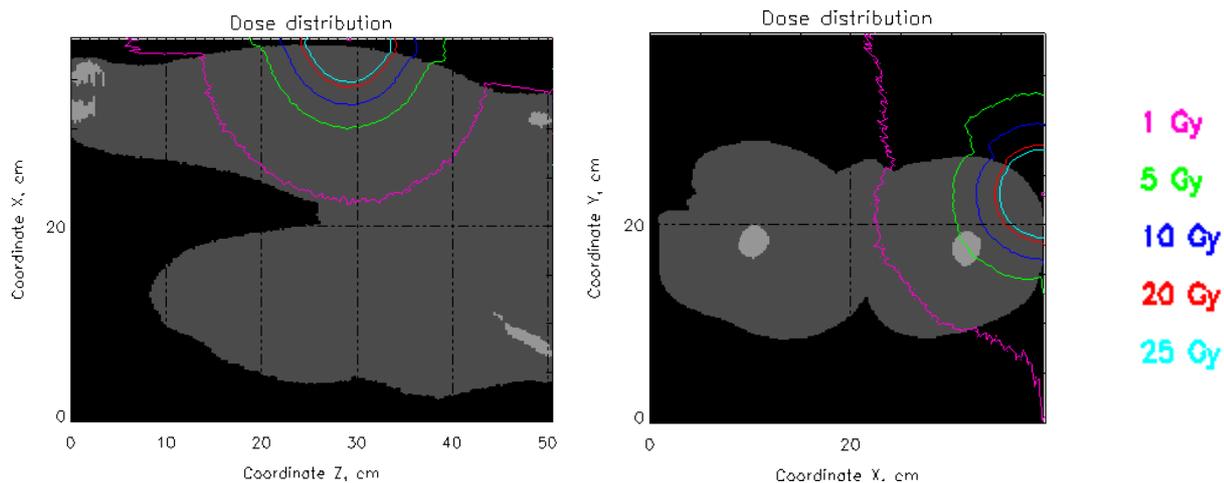


Figure 2-24 : Distribution de dose pour un scénario d'une heure

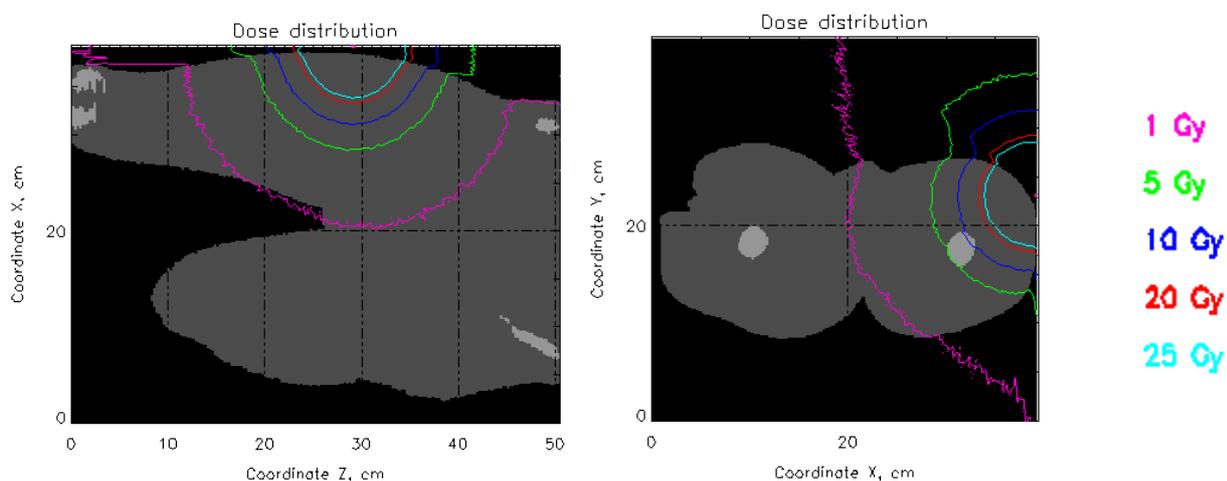


Figure 2-25 : Distribution de dose pour un scénario de 1 heure 30

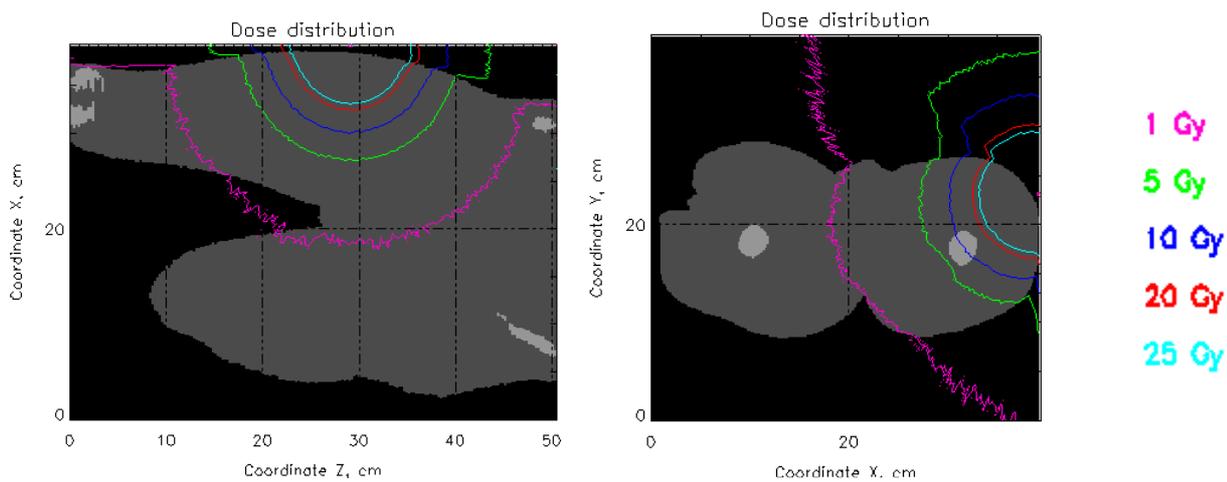


Figure 2-26 : Distribution de dose pour un scénario 2 heures

2.3.4 Synthèse

S'appuyant sur cette cartographie et envisageant le scénario le plus critique suite à l'apparition de deux nouvelles phlyctènes à proximité de la première lésion, une exérèse de 7 cm de profondeur et de 14 cm de diamètre en surface de la cuisse a été pratiquée au niveau de la cuisse gauche le 4 mai 2009 par l'équipe de chirurgiens de l'Hôpital d'Instruction des Armées Percy de Clamart.

Parallèlement, des injections de cellules souches mésenchymateuses ont été effectuées afin de régénérer les tissus irradiés restants. A ce jour, aucun nouveau problème clinique n'est apparu, la victime a conservé l'usage de sa jambe et a pu retourner en Equateur (Figure 2- 27).

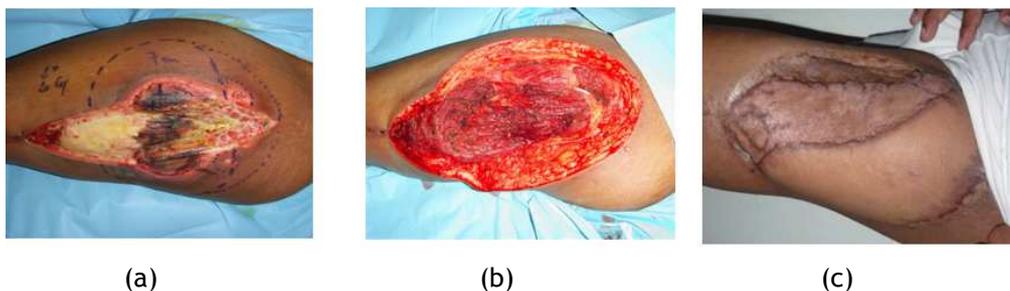


Figure 2- 27 : Photos de la cuisse de la victime avant l'exérèse (a), après l'exérèse (b) et 7 mois après l'exérèse et après chirurgie réparatrice.

2.4 Limites et voies d'amélioration

La reconstitution numérique d'accidents radiologiques dus à une source externe à l'aide de modèles numériques associés à un code de calcul Monte Carlo via l'interface SESAME notamment est un outil puissant pour l'évaluation de la dose et l'aide à la décision thérapeutique dans le cas d'accidents radiologiques dus à une source externe. Cette technique est d'autant plus puissante qu'elle est associée à l'observation des signes cliniques, à la dosimétrie biologique, à la dosimétrie expérimentale ainsi qu'à la dosimétrie rétrospective. [Clairand *et al.*, 2006 ; Huet *et al.*, 2008 ; Huet *et al.*, 2009 ; Clairand *et al.*, 2008 ; Courageot *et al.*, 2010].

Les récents accidents radiologiques ont néanmoins permis d'identifier de nouveaux besoins tels que la prise en compte de la morphologie et de la posture de la victime modélisée à partir d'une géométrie voxélisée ainsi que la nécessité d'outils spécifiques pour la reconstitution dosimétrique d'accident dans d'autres domaines et en particulier le domaine médical.

En ce qui concerne la modélisation de la posture de la victime lors de l'accident, il est important qu'elle soit respectée ou tout du moins approchée particulièrement en cas d'irradiation localisée comme l'a montré le cas de l'accident de Dakar où la posture figée du fantôme représentant la victime a rendu la reconstitution compliquée [Clairand *et al.*, 2008]. En effet, au moment de l'examen tomographique pratiqué pour construire le fantôme personnalisé voxélisé, la victime se trouve dans la position allongée, position qui n'est pas nécessairement celle de la victime au moment de l'accident. Nous avons donc souhaité développer une méthodologie permettant de modifier la posture des fantômes voxélisés en nous appuyant sur les possibilités de transformation des fantômes NURBS que nous avons pu créer.

Le problème de la morphologie de la victime se pose lorsque l'on ne dispose pas des images tomodensitométriques de la victime. Dans ce cas, seuls les fantômes voxélisés déjà existants ou mathématiques peuvent être utilisés. Nous souhaitons donc mettre en place une bibliothèque de fantômes voxélisés de sexes, tailles et poids différents pour lesquels il serait ensuite possible si besoin de modifier la morphologie.

Par ailleurs, lors des accidents radiologiques survenus en radiothérapie externe ces dernières années, nous avons constaté qu'il n'était pas toujours possible de calculer la dose réellement reçue par les victimes à l'aide des systèmes de planification de traitement utilisés en radiothérapie avec par exemple l'impossibilité de reproduire certaines tailles de champs comme lors de l'accident de Lyon (2004) où une confusion entre les mm et les cm a entraîné un surdosage lors du traitement. Nous avons donc initié une étude de faisabilité concernant la reconstitution des accidents de radiothérapie externe. A partir d'une modélisation de base d'un accélérateur linéaire dans MCNPX, nous avons souhaité mettre en évidence un certain nombre de paramètres permettant d'optimiser cette modélisation afin de la rendre la plus simple possible pour la création et la plus rapide possible pour le calcul.

Le travail de recherche présenté dans les chapitres suivants a été effectué dans un premier temps pour prendre en compte dans SESAME la posture et la morphologie des victimes d'accident au moment de l'accident (Chapitre 3 et 4).

Les chapitres suivants (Chapitre 5 et 6) sont consacrés à l'étude de faisabilité concernant la reconstitution numérique d'accidents en radiothérapie externe.

Chapitre 3 : Les fantômes voxélisés modifiés

Les limites des outils pour la reconstitution numérique d'accidents radiologiques développés et utilisés dans le laboratoire ont été mises en évidence dans le chapitre précédent. Suite à ces constats, nous avons développé une nouvelle fonctionnalité dans l'outil SESAME afin de prendre en compte la posture et la morphologie de la victime lors de l'accident.

Ce chapitre est consacré à la description des développements réalisés pour la prise en compte de la posture et de la morphologie. Dans le chapitre 4, nous présentons les validations numériques et expérimentales de l'outil.

3.1 Les premières pistes

3.1.1 Etat de l'art

Les fantômes voxélisés sont utilisés pour un grand nombre d'applications à l'heure actuelle. Outre la dosimétrie interne et externe, des domaines tels que l'anthropométrie et l'électromagnétisme utilisent ce type de modèle dans leurs études. Le développement des outils informatiques a permis d'envisager de modifier ces modèles afin de s'approcher le plus possible de situations réelles. Dès lors, les travaux pour modifier les fantômes voxélisés se sont multipliés et peuvent être regroupés en deux familles : le déplacement des voxels et le passage par des fantômes au format NURBS ou MESH.

3.1.1.1 Le déplacement des voxels

Cette méthode consiste à déplacer directement la position des voxels constituant les fantômes et est utilisée aussi bien pour transformer les organes que pour modifier la taille et la posture du fantôme voxélisé.

Utilisée par l'équipe de M. Zankl du Helmholtz Center [Becker *et al*, 2007], cette technique a permis la création de fantômes de référence à partir des fantômes voxélisés GOLEM et LAURA. Dans un premier temps, la taille des voxels a été modifiée manuellement afin de faire correspondre la taille des fantômes aux tailles préconisées par la CIPR 89 [ICRP-89, 2002]. D'autre part, pour modifier les organes internes, le matériau constituant chaque voxel a été modifié dans un logiciel nommé « VolumeChange » afin que le volume et la masse des organes internes concordent également avec les données de la CIPR 89 (Figure 3- 1).

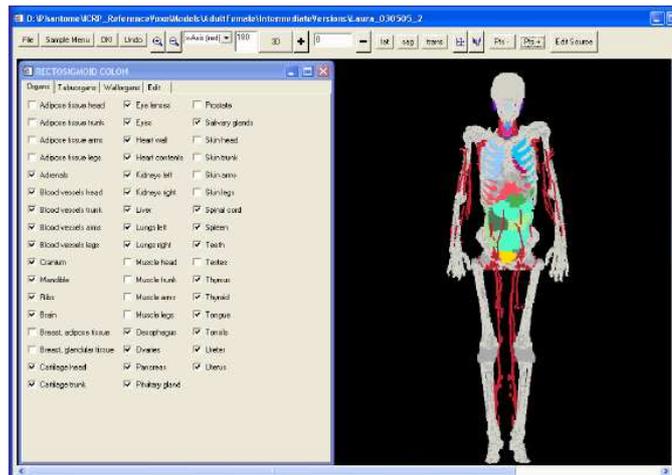


Figure 3- 1 : Module d'ajustement du volume des organes du logiciel « VolumeChange »
[Becker *et al*, 2007]

Pour l'étude de l'influence du champ magnétique sur les individus, R.P Findley et P.J. Dimbylow [Findley et Dimbylow, 2005] ainsi que T.W. Dawson [Dawson *et al*, 1999] ont procédé à des changements de postures respectivement sur les fantômes NORMAN et VOXTISS8 (Figure 3- 2). Les différents membres sont numériquement articulés par l'intermédiaire d'un programme informatique puis les jointures entre les différents membres et le torse sont retravaillées à la main. Enfin, toujours dans le cadre d'études sur l'influence des champs magnétiques et électriques, P.J. Dimbylow [Dimbylow, 2006] a voxélisé des modèles mathématiques de fœtus développés par J. Chen [Chen, 2004] et les a intégrés dans le fantôme voxélisé féminin NAOMI (Figure 3- 3).

Cette méthode de déplacement des voxels devient très coûteuse en temps dès que le nombre de voxels est important ; aussi elle est progressivement abandonnée au profit de méthodes plus automatiques.

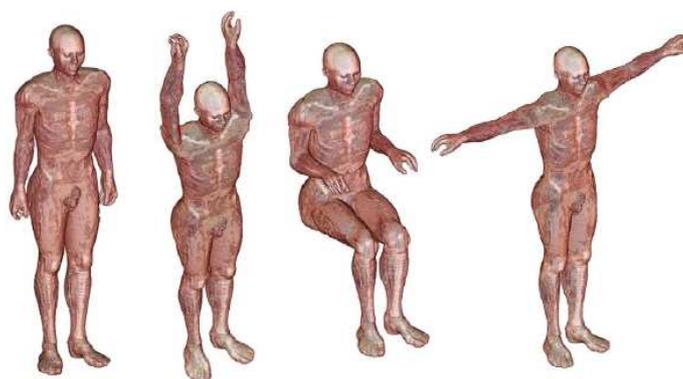


Figure 3- 2 : Fantôme NORMAN dans différentes positions [Findley et Dimbylow, 2005]

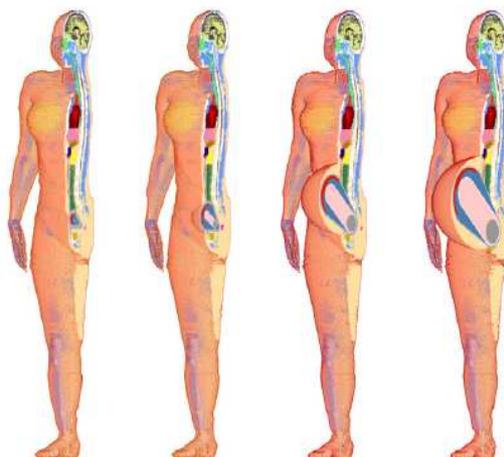


Figure 3- 3 : Fantôme voxélisé NAOMI à 8, 13, 26 et 38 semaines de grossesse [Dimbylow, 2006]

3.1.1.2 La création des fantômes par la Boundary REPresentation (BREP)

La deuxième méthode pour créer des fantômes voxélisés dans différentes postures et de différentes morphologies consiste à construire dans un premier temps des fantômes à partir de mailles polygonales ou à partir de surfaces dites splines telles que les NURBS (Non-Uniform Rational B-Spline), puis à modifier ces fantômes pour enfin les voxéliser. La construction de fantômes à mailles polygonales ou NURBS [Piegl,1991] est basée sur la méthode de la Boundary REPresentation (BREP) dont le principe est qu'un solide divise l'espace en deux ensembles continus de points séparés par une frontière surfacique. Plusieurs équipes ont développé leurs propres outils de modification de fantômes voxélisés.

3.1.1.2.1 Les fantômes à mailles polygonales (ou MESH)

Pour les fantômes à mailles polygonales, appelés aussi fantômes MESH, les fantômes sont découpés en un grand nombre de polygones juxtaposés les uns aux autres. Par cette technique, G. Xu a créé un fantôme voxélisé de femme enceinte [Xu *et al.*, 2007] en utilisant dans un premier temps un logiciel de conception assistée par ordinateur nommé Rhinoceros® pour la construction des fantômes MESH puis un logiciel en accès libre du nom de BINVOX pour la voxélisation des fantômes MESH [Nooruddin and Turk, 2003] (Figure 3- 4).

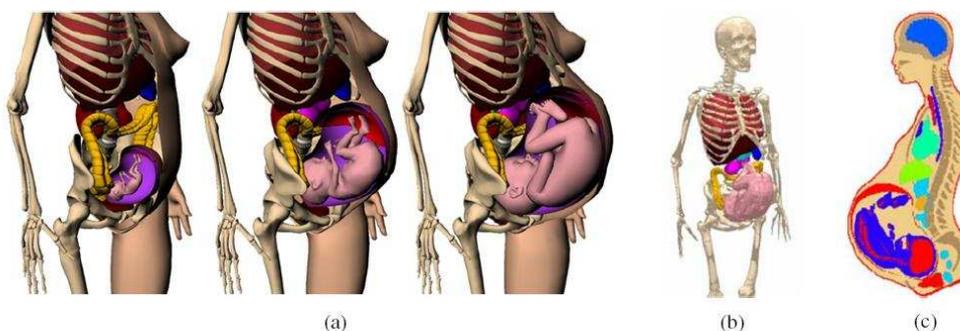


Figure 3- 4 : Modèle NURBS de femme enceinte [Xu *et al.*, 2007]: rendu 3D à 3, 6 et 9 mois de grossesse (a), fantôme voxélisé à 9 mois (b) et en coupe à 9 mois par MCNPX (c)

Plus récemment, T. Nagaoka et S. Watanabe [Nagaoka et Watanabe, 2008] ont développé sur les fantômes voxélisés japonais standard une méthode consistant à transformer les voxels en un maillage polygonal, à déformer ce maillage puis à le revoxéliser (Figure 3- 5).

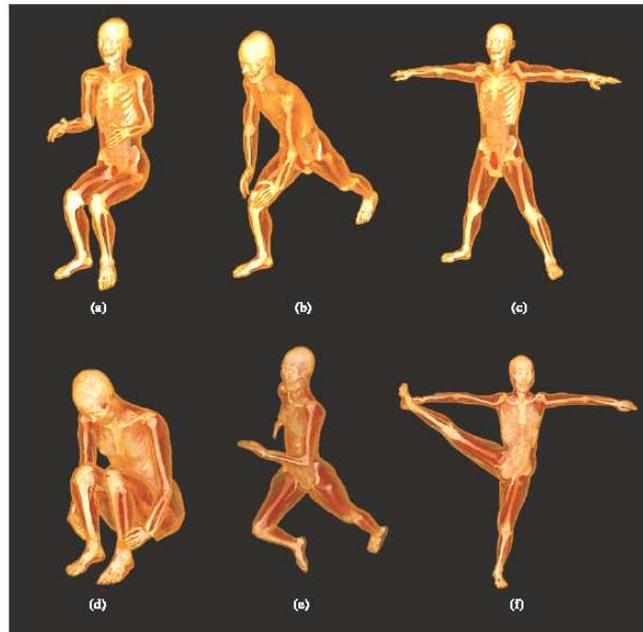


Figure 3- 5 : Modification de posture des fantômes japonais

En 2009, l'équipe de G. Xu a développé deux fantômes MESH, RPI-AM et RPI-AF basés sur les données de la CIPR 89 [ICRP-89, 2002]. Dans un premier temps, 140 organes ont été sélectionnés dans une librairie d'organes au format MESH nommé Anatomium™ (www.anatomium.com) puis un algorithme de déformation programmé sous MATLAB® a permis de déformer ces organes [Zhang, 2009] (Figure 3- 6).

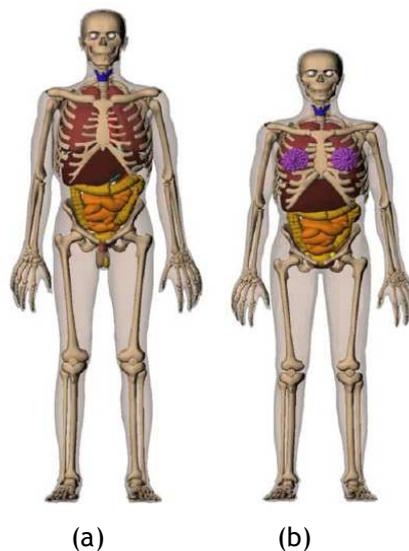


Figure 3- 6 : Rendu 3D des fantômes RPI-AM (b) et RPI-AF (c) [Zhang, 2009]

Enfin en 2010, à l'aide d'une combinaison de logiciels en accès libre (MakeHuman, Blender, Bivox et ImageJ), V.F. Cassola a créé sur les bases des fantômes voxélisés FAX06 et MAX06, deux fantômes

MESH, FASH (Female Adult meSH) et MASH (Male Adult meSH) [Cassola, 2010], correspondant eux aussi aux critères définis dans le CIPR 89 (Figure 3- 7).

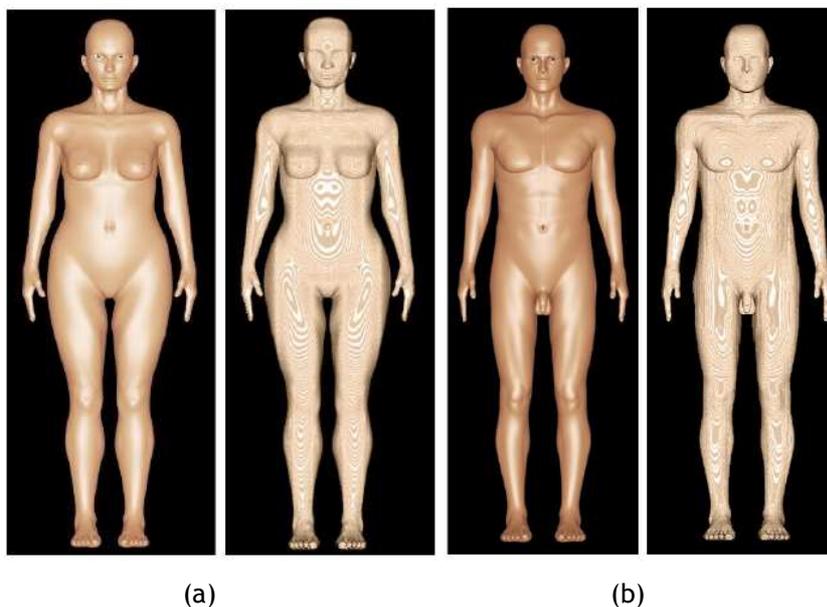


Figure 3- 7 : Rendu 3D du fantôme FASH (a) et MASH (b) au format mesh (à gauche) et en géométrie voxélisée (à droite)

3.1.1.2.2 Les fantômes NURBS

Les fantômes NURBS sont quant à eux définis à partir de surfaces tridimensionnelles, lisses, construites à partir de points de contrôle localisés sur la surface et de paramètres et d'équations définissant les liens entre les points de contrôles. Les surfaces NURBS présentent l'avantage d'être facilement déformables et adaptables selon les besoins et peuvent ainsi représenter précisément, non seulement des formes analytiques standards, mais aussi définir des formes plus complexes telles que celles des organes internes ou des morphologies spécifiques d'un corps humain.

Un des premiers fantômes NURBS créé est le fantôme pulmonaire NCAT (NURBS-based CARDiac Torso) [Segars *et al.*, 1999] développé à l'aide du logiciel Rhinoceros® à partir des images scanner du Visible Human. Ce fantôme est utilisé en médecine nucléaire pour une modélisation réaliste des déformations dues à la respiration lors d'un examen SPECT [Segars and Tsui, 2002] (Figure 3- 8). Plus récemment, le fantôme NCAT a été optimisé en une version XCAT (Extended CARDiac Torso) [Segars and Tsui, 2009].

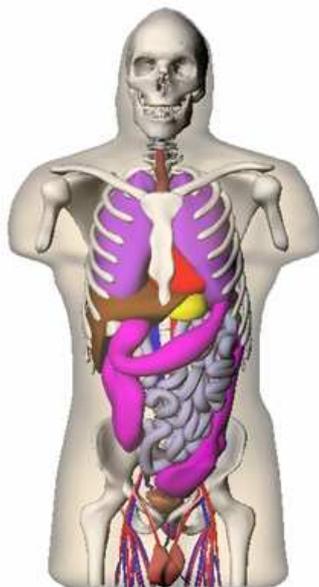


Figure 3- 8 : Fantôme NCAT masculin

Plus récemment, pour la construction de fantômes voxélisés pédiatriques masculin et féminin, C. Lee [Lee *et al.*, 2007a ; Lee *et al.*, 2007b] a créé à partir d'un fantôme voxélisé pédiatrique féminin un maillage polygonal qu'il a ensuite transformé en fantôme NURBS à l'aide lui aussi de Rhinoceros®. La forme et le volume des organes ont ensuite pu être ajustés assez facilement grâce aux propriétés des structures NURBS. Ensuite, ces fantômes NURBS ont été voxélisés à l'aide d'un programme développé sous Matlab (Figure 3- 9).

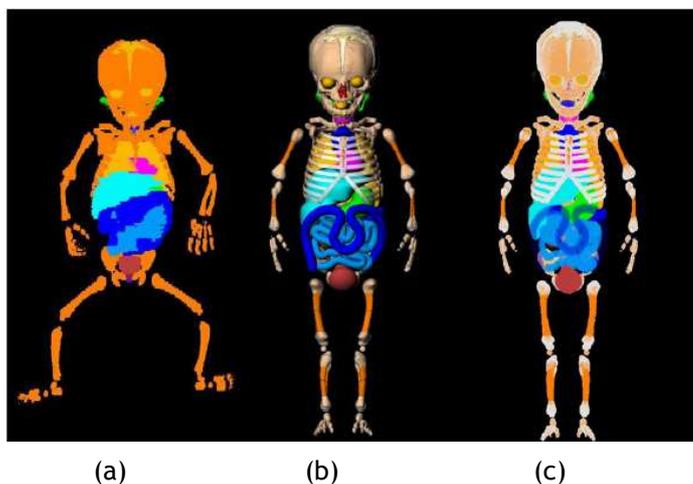


Figure 3- 9 : Fantôme pédiatrique féminin :

fantôme voxélisé initial (a), fantôme NURBS (b) et fantôme voxélisé final (c)

Enfin, de nouveaux développements de fantômes NURBS sont actuellement en cours par J. Farah à l'IRSN [Farah *et al.*, 2010]. Ces nouveaux fantômes, représentant différentes morphologies de thorax féminins, sont destinés à l'anthroporadiométrie (mesure de contamination interne) afin d'avoir des fantômes voxélisés féminins adaptables (Figure 3- 10). Dans un premier temps, un fantôme MESH est

créé à partir d'un fantôme voxélisé de poitrine dans le logiciel Rhinoceros®. Les poitrines féminines sont ensuite créées au format NURBS puis la voxélisation est effectuée à l'aide du logiciel en accès libre BINVOX.

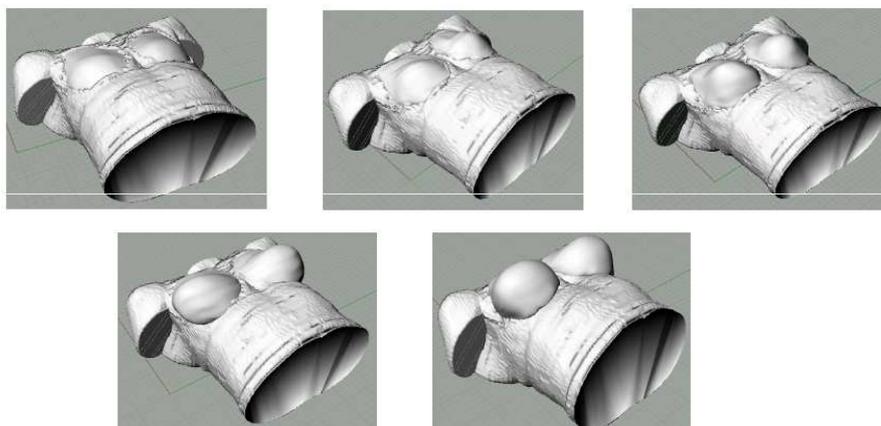


Figure 3- 10 : Fantômes NURBS de poitrines féminines

3.1.2 A la recherche d'une application simple

Compte tenu du caractère d'urgence des accidents radiologiques, l'objectif du travail de thèse était de mettre en place une solution simple et rapide pour la construction des fantômes voxélisés. La méthode de déformation directement appliquée sur les voxels a donc été écartée.

Ensuite, nous avons envisagé d'utiliser la méthode et les outils utilisés par l'équipe de G. Xu. En effet, l'avantage d'une telle méthode est qu'elle fait appel à des outils du commerce limitant ainsi les développements à réaliser. Un format de sortie commun au TPS disponible au laboratoire et au logiciel Rhinoceros®, le VRML, a été testé. Il est à noter que ce format VRML est utilisé dans ISOgray exclusivement à des fins de visualisation en trois dimensions. Très vite, nous avons constaté que le fantôme au format VRML issu d'ISOgray n'était pas suffisamment abouti et précis et que cela nécessitait un certain nombre de retouches manuelles fastidieuses lors de la reconstruction dans Rhinoceros®. Sur la Figure 3- 11, nous pouvons en effet constater sur la représentation d'un squelette la présence de nombreux défauts : les côtes sont reliées entre elles, les os du bras ne sont pas individualisés, etc.



Figure 3- 11: Représentation par Rhinoceros® du VRML d'un squelette contourné dans ISOgray

En outre, lors de l'étape de voxélisation avec BINVOX, nous nous sommes rendus compte que ce logiciel ne fonctionnait qu'avec des matrices cubiques ce qui est rarement le cas des matrices représentant les fantômes voxélisés.

Suite à cette étude, nous avons donc décidé de suivre le principe de l'équipe de C. Lee et G. Xu, c'est-à-dire de construire des fantômes NURBS à partir des images tomodensitométriques ou IRM, de transformer ces fantômes NURBS puis de les voxéliser. Cependant, vu les problèmes rencontrés avec les outils existants (format VRML, non respect des dimensions), nous avons décidé de développer nos propres outils.

3.2 La nouvelle fonctionnalité

3.2.1 Principe

Comme énoncé précédemment, nous avons donc retenu la méthode qui consiste à construire des fantômes NURBS à partir des images tomodensitométriques ou IRM, à transformer ces fantômes NURBS puis à voxéliser ces fantômes NURBS.

Pour la construction et la modification des fantômes NURBS, nous avons retenu le logiciel Rhinoceros® compte tenu de son utilisation par toutes les équipes travaillant sur ce type de fantômes et la variété de formats d'entrée qu'il accepte.

Nous avons mis en place une procédure de modification des fantômes pour laquelle il a fallu développer deux outils :

- un premier outil concernant l'écriture des contours issus d'ISOgray en format lisible par Rhinoceros®,
- un deuxième outil dédié à la voxélisation du fantôme NURBS construit dans Rhinoceros®.

La totalité des nouveaux programmes développés a été intégrée à l'interface SESAME afin de proposer à l'utilisateur un outil complet. Le principe est calqué sur celui de la procédure actuellement utilisée pour la construction des fantômes voxélisés personnalisés décrite dans le chapitre 2 et suit le schéma suivant :

- 1- Les images tomodensitométriques ou IRM sont importées dans le système de planification de traitement ISOgray et les différents organes sont contourés en fonction de leur niveau de gris.
- 2- Après enregistrement dans ISOgray, les fichiers sont traduits dans DOSIgray.
- 3- Les fichiers sont ensuite importés dans SESAME pour créer un fichier au format texte lisible par Rhinoceros® (*premier développement*).
- 4- Le fantôme NURBS est construit et transformé dans le logiciel Rhinoceros®.
- 5- Le fantôme NURBS est enregistré dans un fichier au format texte et exporté dans SESAME.
- 6- Le fantôme voxélisé transformé est créé dans SESAME (*deuxième développement*).

Un schéma du principe de fonctionnement est présenté sur la Figure 3- 12. Les différentes étapes de construction d'un fantôme voxélisé modifié sont détaillées dans les paragraphes suivants.

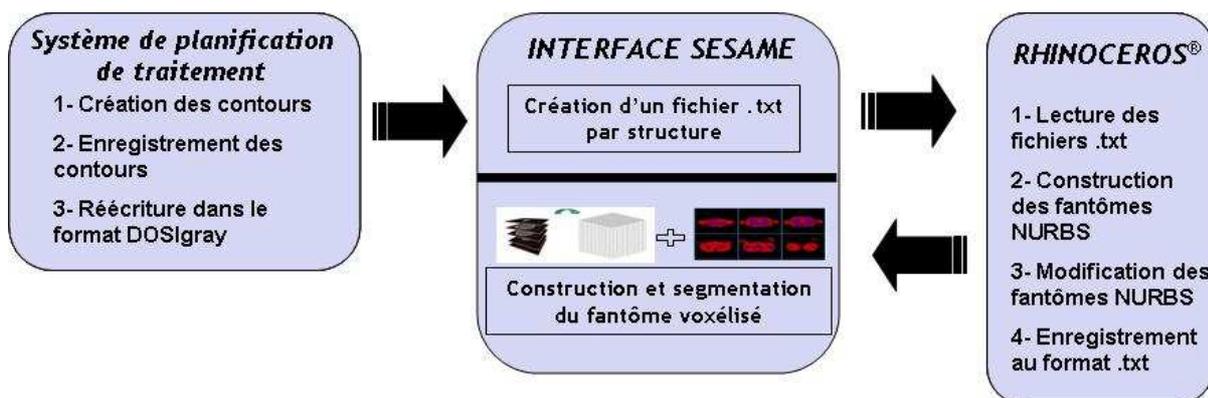


Figure 3- 12: Principe de la nouvelle fonctionnalité introduite dans SESAME

3.2.2 D'ISOgray/DOSIgray à Rhinoceros

Le premier développement a consisté à écrire les contours issus d'ISOgray en un format lisible par Rhinoceros®.

3.2.2.1 Le contourage

L'étape de contourage est l'étape la plus importante lors de la construction des fantômes voxélisés. En effet, elle permet de déterminer le degré de précision anatomique du fantôme voxélisé. Pour cela, en fonction du niveau de gris, les différentes structures présentes sur les images tomodensitométriques ou IRM sont contourées. Dans ISOgray, les contours sont enregistrés sous forme d'une série de fichiers contenant les coordonnées (x,y) des points appartenant au contour. L'organisation de ces fichiers s'est révélée très complexe et leur utilisation directement dans SESAME impossible. Il a donc fallu conserver

l'étape de « traduction » par DOSIgray. Bien que supplémentaire, conserver cette étape nous a permis de supprimer une phase de validation, cette procédure étant déjà disponible dans la version actuelle de SESAME.

3.2.2.2 Les fichiers de sortie de DOSIgray

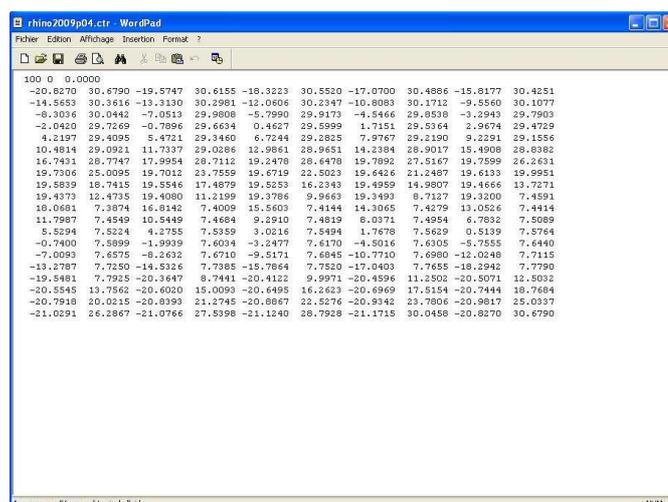
Les fichiers créés par DOSIgray sont de différents types :

- les fichiers avec l'extension .ctr pour les contours correspondant au contour externe,
- les fichiers avec l'extension .int pour les contours correspondant aux contours internes,
- les fichiers avec l'extension .str qui contiennent le nombre total de contours et leur organisation sur les différentes coupes.

L'organisation générale des fichiers est basée sur le nombre de coupes de l'examen d'imagerie. Pour chaque série d'images contournées, DOSIgray va créer une série de fichier.ctr (1 par coupe) pour le contour externe, une série de fichier.int par structure (1 par coupe) et un fichier avec l'extension .str.

Pour le contour externe, DOSIgray crée pour chaque coupe n contenant ce contour un fichier nom_{pn}.ctr. Ce fichier contient les coordonnées (x,y) du contour présent sur la coupe et s'organise de la façon suivante (Figure 3- 13) :

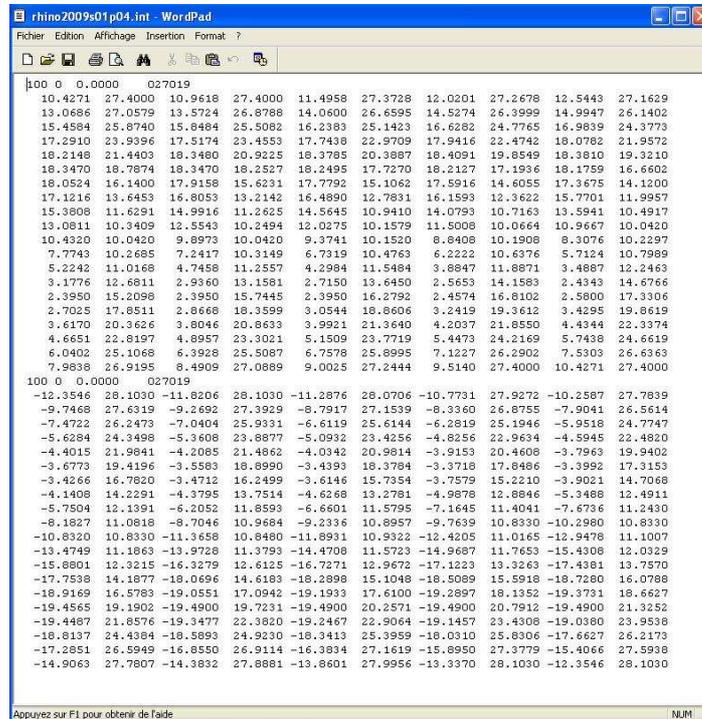
- le nombre 100 sur la première ligne correspond au nombre de couples (x,y) et est identique pour tous les contours qu'ils soient externe ou internes,
- sur la seconde ligne commence la liste des coordonnées (x,y) du contour. En s'appuyant sur la figure 3-5, le premier point du contour externe de la coupe 4 (nom du fichier) a pour coordonnée x : -20,8270 et pour coordonnée y : 30,6790, le second -19,5757 pour coordonnée x et 30,6155 pour coordonnée y, et ainsi de suite pour les 100 points du contour.



```
rhino2009p04.ctr - WordPad
Fichier Edition Affichage Insertion Format ?
100 0 0,0000
-20,8270 30,6790 -19,5747 30,6155 -18,3223 30,5520 -17,0700 30,4886 -15,6177 30,4251
-14,5653 30,3616 -13,3130 30,2991 -12,0606 30,2347 -10,8083 30,1712 -9,5560 30,1077
-8,3036 30,0442 -7,0513 29,9808 -5,7990 29,9173 -4,5466 29,8538 -3,2943 29,7903
-2,0420 29,7269 -0,7896 29,6634 0,4627 29,5999 1,7151 29,5364 2,9674 29,4729
4,2197 29,4095 5,4721 29,3460 6,7244 29,2825 7,9767 29,2190 9,2291 29,1556
10,4814 29,0921 11,7337 29,0286 12,9861 28,9651 14,2384 28,9017 15,4908 28,8382
16,7431 28,7747 17,9954 28,7112 19,2478 28,6478 19,7892 27,5167 19,7599 26,2631
19,7306 25,0095 19,7012 23,7558 19,6719 22,5023 19,6426 21,2487 19,6133 19,9951
19,5939 18,7415 19,5546 17,4678 19,5253 16,2343 19,4959 14,9807 19,4666 13,7271
19,4373 12,4735 19,4000 11,2159 19,3786 9,9663 19,3493 8,7127 19,3200 7,4591
18,0681 7,3874 16,8142 7,4009 15,5603 7,4144 14,3065 7,4279 13,0526 7,4414
11,7987 7,4549 10,5449 7,4684 9,2910 7,4819 8,0371 7,4954 6,7832 7,5089
5,5294 7,5224 4,2755 7,5359 3,0216 7,5494 1,7678 7,5629 0,5139 7,5764
-0,7400 7,5899 -1,9939 7,6034 -3,2477 7,6170 -4,5016 7,6305 -5,7555 7,6440
-7,0093 7,6575 -8,2632 7,6710 -9,5171 7,6845 -10,7710 7,6980 -12,0248 7,7115
-13,2787 7,7250 -14,5326 7,7385 -15,7864 7,7520 -17,0403 7,7655 -18,2942 7,7790
-19,5481 7,7925 -20,3647 8,7441 -20,4122 9,9971 -20,4596 11,2502 -20,5071 12,5032
-20,5545 13,7562 -20,6020 15,0093 -20,6495 16,2623 -20,6969 17,5154 -20,7444 18,7684
-20,7918 20,0215 -20,8393 21,2745 -20,8867 22,5276 -20,9342 23,7806 -20,9817 25,0337
-21,0291 26,2867 -21,0766 27,5398 -21,1240 28,7928 -21,1715 30,0458 -20,8270 30,6790
```

Figure 3- 13 : Modèle de fichier.ctr dans DOSIgray

Pour les contours internes, les fichiers sont enregistrés sous la forme `nom_smpn.int` avec *m* le numéro de la structure et *n* le numéro de la coupe. Leur structure est légèrement plus compliquée (Figure 3-14).



```
rhino2009s01p04.int - WordPad
Fichier Edition Affichage Insertion Format ?
|100 0 0.0000 027019
10.4271 27.4000 10.9618 27.4000 11.4958 27.3728 12.0201 27.2678 12.5443 27.1629
13.0686 27.0579 13.5724 26.8788 14.0600 26.6595 14.5274 26.3999 14.9947 26.1402
15.4584 25.8740 15.9484 25.5082 16.2383 25.1423 16.6282 24.7765 16.9839 24.3773
17.2910 23.9396 17.5174 23.4553 17.7438 22.9709 17.9416 22.4742 18.0782 21.9572
18.2148 21.4403 18.3480 20.9225 18.3785 20.3887 18.4091 19.8549 18.3810 19.3210
18.3470 18.7874 18.3470 18.2527 18.2495 17.7270 18.2127 17.1936 18.1759 16.6602
18.0524 16.1400 17.9158 15.6231 17.7792 15.1062 17.5916 14.6055 17.3675 14.1200
17.1216 13.6453 16.8053 13.2142 16.4890 12.7831 16.1593 12.3622 15.7701 11.9957
15.3808 11.6291 14.9916 11.2625 14.5645 10.9410 14.0793 10.7163 13.5941 10.4917
13.0811 10.3409 12.5543 10.2494 12.0275 10.1579 11.5008 10.0664 10.9667 10.0420
10.4920 10.0420 9.8973 10.0420 9.3741 10.1520 8.8408 10.1908 8.3076 10.2297
7.7743 10.2685 7.2417 10.3149 6.7319 10.4763 6.2222 10.6376 5.7124 10.7989
5.2242 11.0168 4.7458 11.2557 4.2984 11.5484 3.8847 11.8871 3.4887 12.2463
3.1776 12.6811 2.9360 13.1581 2.7150 13.6450 2.5653 14.1583 2.4343 14.6766
2.3950 15.2098 2.3950 15.7445 2.3950 16.2792 2.4574 16.8102 2.5800 17.3306
2.7025 17.8511 2.8668 18.3599 3.0544 18.8606 3.2419 19.3612 3.4295 19.8619
3.6170 20.3626 3.8046 20.8633 3.9921 21.3640 4.2037 21.8550 4.4344 22.3374
4.6651 22.8197 4.8957 23.3021 5.1509 23.7719 5.4473 24.2169 5.7438 24.6619
6.0402 25.1068 6.3928 25.5087 6.7578 25.8995 7.1227 26.2902 7.5303 26.6363
7.9838 26.9185 8.4909 27.0869 9.0025 27.2444 9.5140 27.4000 10.4271 27.4000
100 0 0.0000 027019
-12.3546 28.1030 -11.8206 28.1030 -11.2876 28.0706 -10.7731 27.9272 -10.2587 27.7839
-9.7468 27.6319 -9.2692 27.3929 -8.7917 27.1539 -8.3360 26.8755 -7.9041 26.5614
-7.4722 26.2473 -7.0404 25.9331 -6.6119 25.6144 -6.2819 25.1946 -5.9518 24.7747
-5.6284 24.3498 -5.3608 23.8877 -5.0932 23.4256 -4.8256 22.9634 -4.5945 22.4820
-4.4015 21.9841 -4.2085 21.4862 -4.0342 20.9814 -3.9153 20.4608 -3.7963 19.9402
-3.6773 19.4196 -3.5583 18.8990 -3.4393 18.3784 -3.3718 17.8486 -3.3992 17.3153
-3.4266 16.7820 -3.4712 16.2499 -3.6146 15.7354 -3.7579 15.2210 -3.9021 14.7068
-4.1408 14.2291 -4.3795 13.7514 -4.6268 13.2781 -4.9878 12.8846 -5.3488 12.4911
-5.7504 12.1391 -6.2052 11.8593 -6.6601 11.5795 -7.1645 11.4041 -7.6736 11.2430
-8.1827 11.0818 -8.7046 10.9684 -9.2336 10.8957 -9.7639 10.8330 -10.2980 10.8330
-10.8320 10.8330 -11.3658 10.8480 -11.8931 10.9322 -12.4205 11.0165 -12.9478 11.1007
-13.4749 11.1863 -13.9728 11.3793 -14.4708 11.5723 -14.9687 11.7653 -15.4308 12.0329
-15.8801 12.3215 -16.3279 12.6125 -16.7271 12.9672 -17.1223 13.3263 -17.4381 13.7570
-17.7538 14.1877 -18.0696 14.6183 -18.2898 15.1048 -18.5089 15.5918 -18.7280 16.0788
-18.9169 16.5783 -19.0551 17.0942 -19.1933 17.6100 -19.2897 18.1352 -19.3731 18.6627
-19.4555 19.1902 -19.4900 19.7231 -19.4900 20.2571 -19.4900 20.7912 -19.4900 21.3252
-19.4487 21.8576 -19.3477 22.3820 -19.2467 22.9064 -19.1457 23.4308 -19.0380 23.9538
-18.8137 24.4384 -18.5893 24.9230 -18.3413 25.3959 -18.0310 25.8306 -17.6627 26.2173
-17.2851 26.5949 -16.8550 26.9114 -16.3834 27.1619 -15.8950 27.3779 -15.4066 27.5938
-14.9063 27.7807 -14.3832 27.8881 -13.8601 27.9956 -13.3370 28.1030 -12.8146 28.1030
```

Figure 3- 14 : Modèle de fichier .int dans DOSIgray

Comme pour le contour externe, le fichier débute par '100' qui correspond au nombre de couples de coordonnées (x,y) appartenant au contour, suivi à la ligne suivante de la liste des 100 couples. Dans le cas où une structure est présente plusieurs fois sur une coupe, typiquement le cas de l'os, les coordonnées de chaque contour sont regroupées par bloc. Dans notre exemple, le premier bloc correspond aux coordonnées du premier contour de la structure et le deuxième bloc aux coordonnées du deuxième contour.

Enfin le fichier .str contient toutes les informations nécessaires à l'organisation des contours sur les différentes coupes. Il liste le nombre de structures contournées, le nombre de contours total pour une structure donnée et le nombre de contours par coupe pour cette structure.

3.2.2.3 Création des fichiers textes sous SESAME

Afin d'obtenir des fichiers lisibles par Rhinoceros®, une procédure a été implémentée dans SESAME dont le but est de créer un fichier texte par structure regroupant la totalité des coordonnées x, y, et z de chaque structure.

3.2.2.3.1 Procédure dans SESAME

Le menu 'Transformation' ajouté à la barre de menu de SESAME, donne accès au menu « Construction du fantôme Rhino3D » permettant la construction de fichiers lisibles par Rhinoceros®. Il est alors possible de choisir de construire les contours externes ou les contours internes (Figure 3- 15). Après avoir sélectionné les fichiers désirés, l'utilisateur doit renseigner la distance inter-coupes (Figure 3- 16). Ensuite, le fichier texte contenant les contours dans un format lisible par Rhinoceros® est créé.



Figure 3- 15 : Menu Transformation/Construction du fantôme Rhino3D de l'interface SESAME

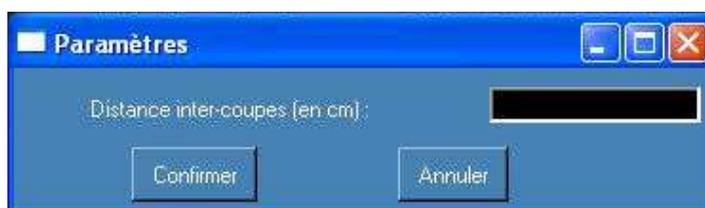


Figure 3- 16 : Fenêtre de saisie de la distance inter-coupes

3.2.2.3.2 Description de la logique de programmation

La procédure s'appuie sur les données disponibles dans le fichier .str. Dans un premier temps, le numéro de la coupe n inscrit dans le nom du fichier .ctr ou .int va déterminer la coordonnée z . Ensuite le nombre de structures m va déterminer le nombre de fichiers texte à créer. Enfin, les coordonnées des différents contours pour chaque structure sont lues et enregistrées dans le fichier texte correspondant en suivant les indications issues du fichier .str. A l'issue de cette procédure, il existe pour chaque structure contournée sous ISOgray, un fichier texte au format .txt regroupant la totalité des coordonnées des contours. La procédure est résumée sur la Figure 3- 17. Les fichiers au format texte ainsi créés sont alors exportés dans le logiciel de modélisation NURBS Rhinoceros®.

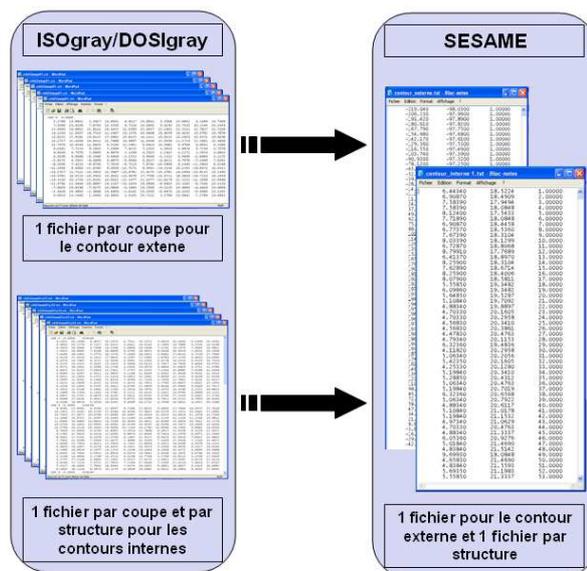


Figure 3- 17 : Procédure de création des fichiers texte

3.2.3 La construction et la modification du fantôme NURBS à l'aide de Rhinoceros®

Rhinoceros® 4.0 est un logiciel développé par la société TLM, Inc agissant sous la dénomination commerciale Robert McNeel & Associates (USA) permettant la conception, la modification et l'animation de format NURBS. Il est utilisé dans des domaines aussi diversifiés que la bijouterie, l'aéronavale, le design ou encore le cinéma d'animation. La grande diversité de ses formats d'entrée et de sortie permet une large palette d'utilisation telle que la transformation de fantômes.

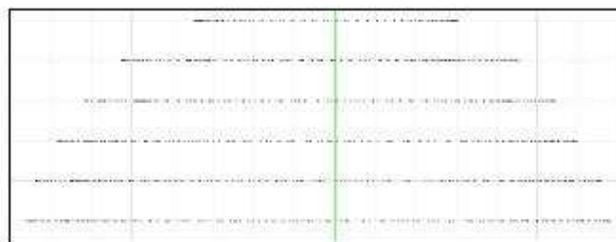
Parmi les nombreux formats lisibles par Rhinoceros®, il est possible de lui importer des fichiers d'entrée au format texte (.txt).

3.2.3.1 La construction du fantôme NURBS

Les fichiers au format texte contenant les contours sont importés dans Rhinoceros® et le fantôme apparaît alors sous forme de nuages de points. Les structures peuvent être importées indépendamment les unes des autres afin de créer un fantôme selon le besoin.

Ensuite, dans Rhinoceros®, on procède à la création du fantôme au format NURBS. Tout d'abord, les points d'un même contour d'une même structure sont reliés entre eux à l'aide d'un outil construisant des polygones. La dernière étape consiste à joindre chaque ligne à celle qui la précède et qui la suit à l'aide d'une surface NURBS. Un outil dit « loft tool » permet de faire cette opération sur un grand nombre de contours successifs. Pour des structures plus complexes telles que les articulations, il est possible d'accentuer la précision en ne travaillant que sur une courbe et celle qui la suit.

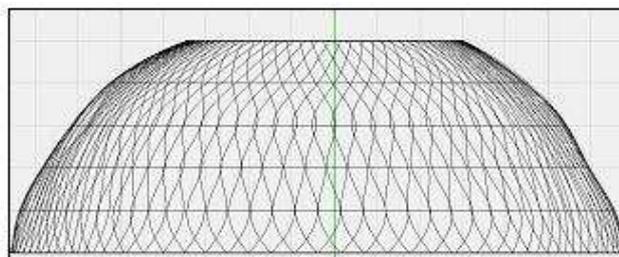
Les différentes étapes sont illustrées sur la Figure 3- 18.



(a)



(b)



(c)

Figure 3- 18 : Etapes de construction du fantôme NURBS

- (a) Le nuage de points
- (b) Les polylignes
- (c) La surface NURBS

3.2.3.2 La transformation du fantôme NURBS

Une fois le fantôme construit en surface NURBS, il est possible de le transformer. Plusieurs outils sont disponibles sous Rhinoceros® pour réaliser des modifications. Il existe des outils géométriques permettant des modifications simples comme des translations, des rotations ou bien des homothéties ainsi que des outils permettant des transformations plus complexes (cisailage, torsion,...) (Figure 3-19). Seuls les outils utilisés dans ce travail sont présentés.

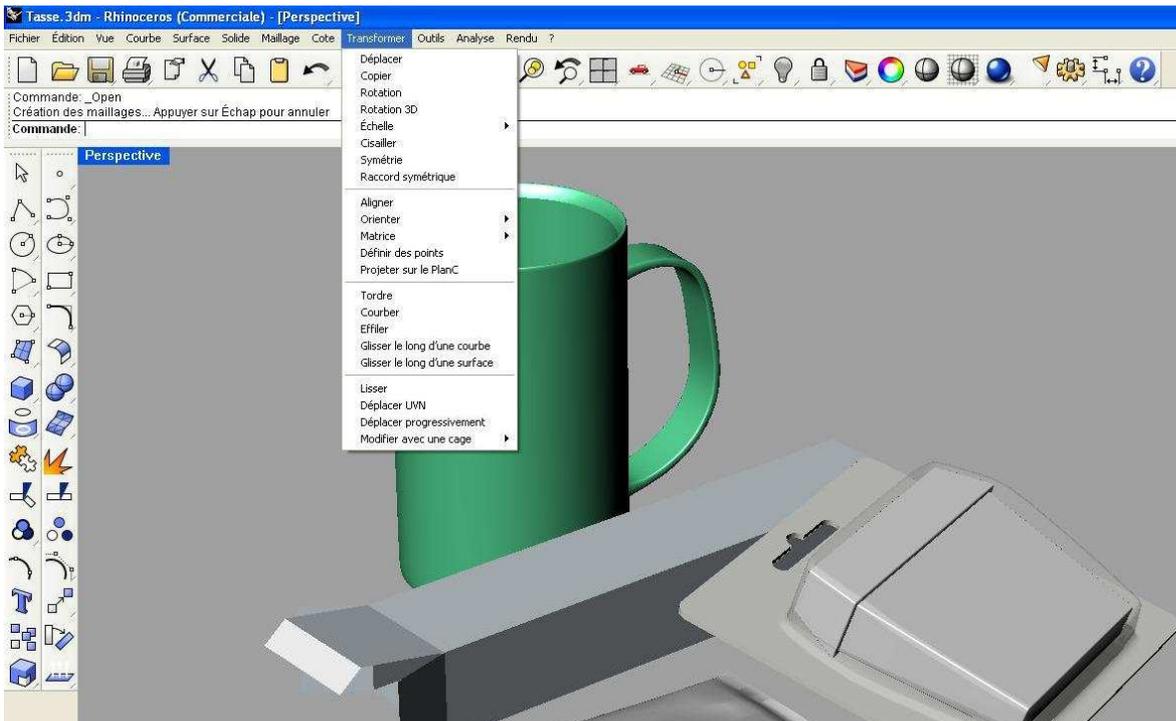


Figure 3- 19 : Menu de présentation de l'outil de transformation de Rhinoceros®

3.2.3.2.1 Les points de contrôle

Les points de contrôle sont les points définissant la surface NURBS (Figure 3- 20). Ces points permettent de déformer les surfaces NURBS de façon simple soit en les déplaçant 1 à 1, soit en groupe (Figure 3- 21).

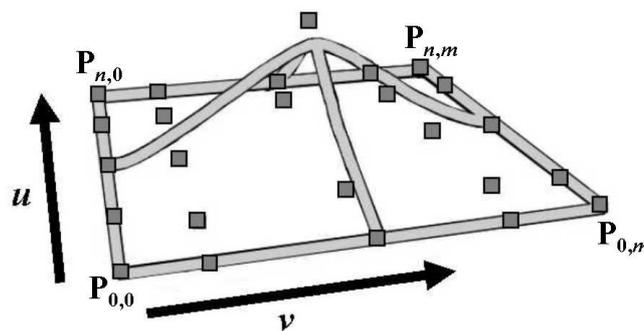
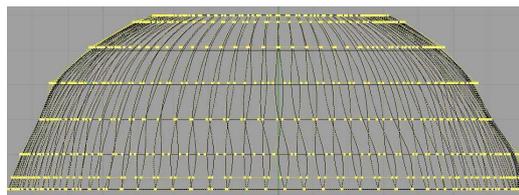
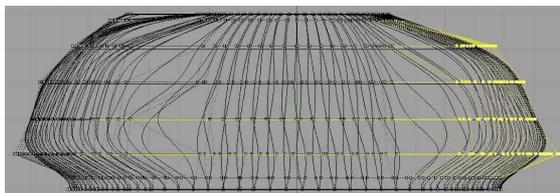


Figure 3- 20 : Surface NURBS et points de contrôle (P) [Segars *et al.*, 1999]



(a)



(b)

Figure 3- 21 : Surface NURBS avant (a) et après (b) transformation avec les points de contrôle (en jaune)

3.2.3.2.2 La cage

Il s'agit de créer autour du fantôme NURBS un parallélépipède, construit lui aussi avec un certain nombre de points de contrôle, que l'utilisateur détermine en fonction de ses besoins. La particularité de ce type d'outil repose sur le fait qu'il permet d'interagir avec la totalité d'une zone du fantôme. Il permet ainsi de transformer une zone de manière globale en respectant les proportions (Figure 3- 22).

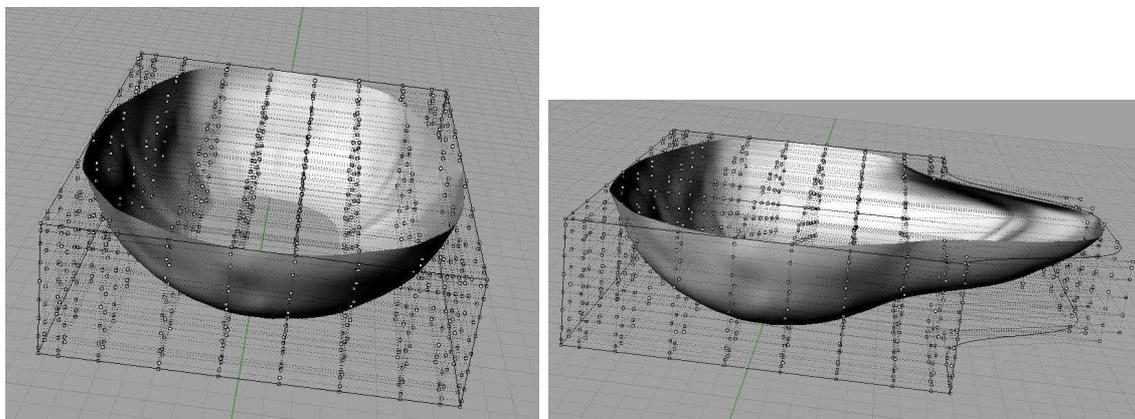


Figure 3- 22 : Transformation progressive à l'aide d'une cage dans Rhinoceros®

3.2.3.2.3 Les calques

Les calques ne sont pas en eux-mêmes des outils de transformation, en revanche ils permettent de regrouper des structures pour lesquelles une même transformation doit être réalisée (Figure 3- 23).

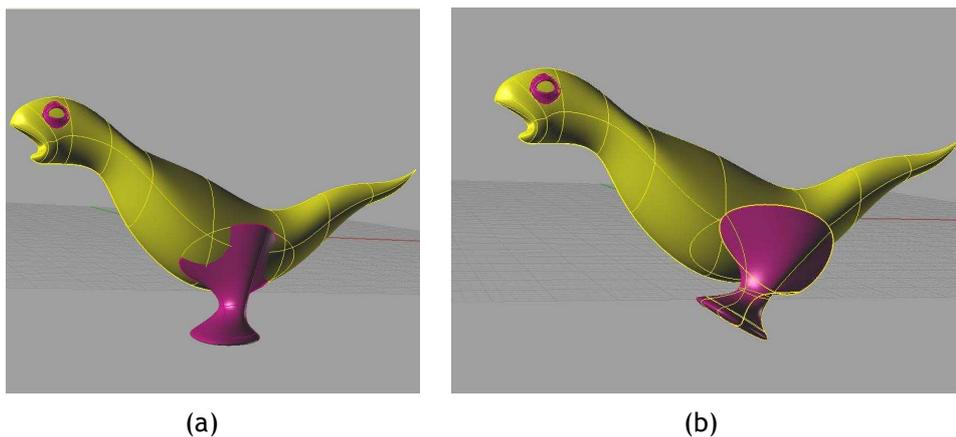
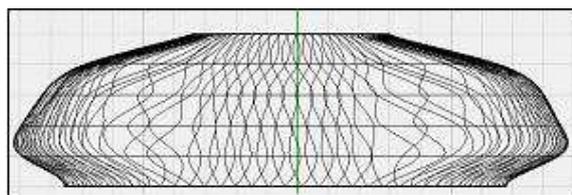


Figure 3- 23 : Forme NURBS avant (a) et après (b) transformation à l'aide d'un calque (en rose)

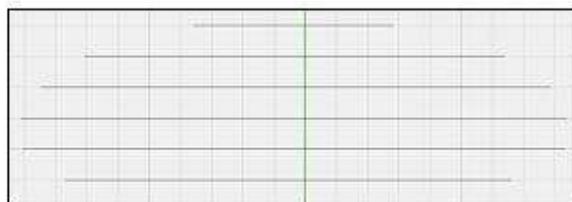
3.2.3.3 L'enregistrement du fantôme NURBS

La dernière étape sous Rhinoceros® consiste à enregistrer le fantôme en un format facilement exploitable pas SESAME. Nous avons opté pour un fichier au format texte contenant la représentation du fantôme NURBS sous forme de nuage de points.

La première étape consiste à découper le fantôme NURBS en courbes de niveau afin de retrouver une structure sous forme de contours. Pour cela, il est possible de passer soit par la fonction courbe de niveau en précisant la distance souhaitée entre deux courbes de niveau, soit par le format d'enregistrement au format slice (.slc) disponible dans Rhinoceros®. La dernière étape consiste à convertir ces courbes en nuage de points. Les points représentent les coordonnées des contours du nouveau fantôme et sont enregistrés dans un fichier au format texte qui est ensuite exporté vers SESAME (Figure 3- 24). Le nombre de points est librement défini par l'utilisateur en fonction de la précision voulue.



(a)



(b)



(c)

Figure 3- 24 : Etapes d'enregistrement du fantôme NURBS

(a) La surface NURBS

(b) Les polygones

(c) Le nuage de points

3.2.4 La voxélisation

Le deuxième développement concerne la voxélisation du fantôme modifié créé sous Rhinoceros®.

3.2.4.1 Procédure dans SESAME

La voxélisation du fantôme transformé est disponible dans SESAME via le menu Transformation / Construction du fantôme voxélisé. La première étape consiste à sélectionner, par l'intermédiaire de l'onglet choix des structures, le nombre de structures que l'on désire dans le fantôme (Figure 3- 25, Figure 3- 26).



Figure 3- 25 : Menu Transformation/Construction du fantôme voxélisé dans SESAME



Figure 3- 26 : Fenêtre de saisie du nombre de structures désirées

Une fois le nombre de structures confirmé, il est demandé de saisir le nom des différentes structures que l'utilisateur désire voir apparaître dans le fantôme voxélisé ainsi que la distance inter-coupes (Figure 3- 27).

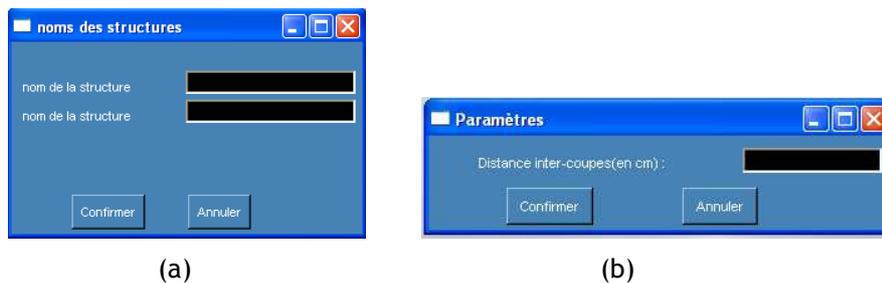


Figure 3- 27 : Fenêtre de sélection du nom des structures (a) et de la distance inter-coupes (b)

Lorsque tous les paramètres d'entrée du fantôme à voxéliser sont déterminés, l'onglet Construction du menu Transformation/ Construction du fantôme voxélisé permet de procéder à la voxélisation du fantôme à partir des différents fichiers au format texte des structures. Le fantôme en mode contours pleins et en mode contours filaires apparaît alors à l'écran permettant ainsi à l'utilisateur de vérifier que la voxélisation s'est correctement déroulée (Figure 3- 28). Le fantôme peut alors être sauvegardé et utilisé pour la procédure classique de reconstitution d'accident décrite dans le chapitre précédent.



Figure 3- 28 : Fenêtre d'affichage du fantôme voxélisé en contours pleins et contours filaires.

3.2.4.2 Description de la logique de programmation

Le principe de programmation repose sur l'organisation des différents fichiers au format texte issus de Rhinoceros®. En effet, au sortir de Rhinoceros® il existe un fichier par structure. La première étape de la construction consiste à sélectionner les différents fichiers nécessaires à la construction ainsi que l'épaisseur de coupe. Chaque fichier est ouvert et les coordonnées sont lues pour être organisées dans un tableau dont les critères sont la structure, le nombre de coupes, le nombre de contours de la structure par coupe et enfin le nombre de points par contour. Pour cela, un premier comptage du nombre de triplets (x,y,z) présents dans un fichier est effectué déterminant ainsi le nombre de coordonnées que compte la structure. Un comptage parallèle des valeurs de z permet de déterminer le nombre de coupes devant composer le fantôme.

Une seconde étape consiste à déterminer le nombre de contours d'une même structure présents sur même coupe. Pour cela, un test mathématique a été mis en place afin de discriminer les différents contours. Pour chaque structure, chaque coordonnée x_n est comparée à la coordonnée x_{n+1} :

- si $|x_n - x_{n+1}| < 1,5$ alors les coordonnées x_n et x_{n+1} font partie du même contour
- si $|x_n - x_{n+1}| > 1,5$ alors les coordonnées x_n et x_{n+1} font partie de deux contours différents. Afin

d'obtenir la plus grande précision possible lors de la construction du fantôme voxélisé, ce test mathématique est aussi effectué sur les coordonnées y. La valeur 1,5 a été fixée de manière empirique après plusieurs séries de tests sur différents fantômes. Ce test permet aussi parallèlement de déterminer le nombre de coordonnées que contient chaque contour.

Une fois toutes les coordonnées organisées et enregistrées selon les différents critères dans un tableau, ce dernier est lu à l'aide d'une commande de représentation graphique disponible dans PV-WAVE. SESAME dessine les différents contours présents sur chaque coupe à partir des coordonnées enregistrées dans le tableau. Ces contours sont remplis à l'aide d'une autre commande graphique de PV-WAVE allouant ainsi une couleur par structure.

Pour finir, une matrice de résolution (256, 256, z) est créée et le fantôme est enregistré.

3.3 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les développements réalisés afin de pouvoir modifier la posture et la morphologie des fantômes voxélisés. Lors de chaque étape de développement, des tests unitaires ont été réalisés pour s'assurer de la validité des développements.

Afin de pouvoir appliquer la nouvelle fonctionnalité en cas d'accident, il est nécessaire de procéder à des validations de l'outil final. Dans un premier temps différents fantômes ont été créés en faisant appel d'une part à la fonctionnalité déjà en place dans SESAME et d'autre part à la nouvelle fonctionnalité. Ensuite des validations numériques et expérimentales ont été réalisées à partir des fantômes construits.

Les résultats de ces différentes validations ainsi que l'application à un examen scanner d'un véritable patient sont présentés dans le chapitre suivant.

Chapitre 4 : Les validations et l'application au cas réel

Ce chapitre présente les différentes validations de la nouvelle fonctionnalité réalisées ainsi que les résultats obtenus. Dans un premier temps, le fantôme physique anthropomorphe Rando-Alderson utilisé dans une partie de la validation est présenté. Ensuite, les deuxième et troisième parties de ce chapitre sont consacrées aux validations numériques et expérimentales de la nouvelle fonctionnalité réalisées à l'aide des différents fantômes voxélisés créés à partir des images tomodensitométriques du fantôme physique Rando-Alderson. Enfin, la validation de la nouvelle fonctionnalité pour des images tomodensitométriques issues d'un patient réel est exposée.

4.1 Les validations de la nouvelle fonctionnalité

4.1.1 Le fantôme physique anthropomorphe Rando-Alderson

4.1.1.1 Description du fantôme physique anthropomorphe Rando-Alderson

Pour procéder aux différentes validations, nous avons utilisé le fantôme physique Rando-Alderson qui est couramment adopté dans le domaine médical pour l'évaluation de la dose. Le fantôme Rando-Alderson [Alderson, 1962] est un fantôme anthropomorphe conçu par Alderson Research Laboratories (Etats-Unis) représentant un homme standard ayant une taille de 175 cm pour un poids de 73,5 kg. Différentes versions de ce fantôme sont disponibles. Le fantôme physique Rando-Alderson disponible au laboratoire est illustré sur la Figure 4- 1. Les bras et les jambes du fantôme, seules parties mobiles, sont articulés au niveau des coudes pour les bras et des genoux pour les jambes afin de permettre un changement de position.



Figure 4- 1: Fantôme physique Rando-Alderson

Le fantôme est composé d'un véritable squelette humain moulé dans du matériau équivalent tissu mou. Ce dernier est constitué d'un plastique très résistant et possède une densité de $0,985 (\pm 1,25 \%)$, valeur déterminée à partir d'une composition des densités des muscles, de la graisse et des autres tissus excepté l'os et les poumons.

Les poumons sont représentés en suivant le contour de la cage thoracique dans le matériau tissu mou selon un modèle réaliste et la densité du matériau a été corrigée à $0,3 (\pm 1,25\%)$ pour correspondre à la densité du tissu pulmonaire (Figure 4- 2).

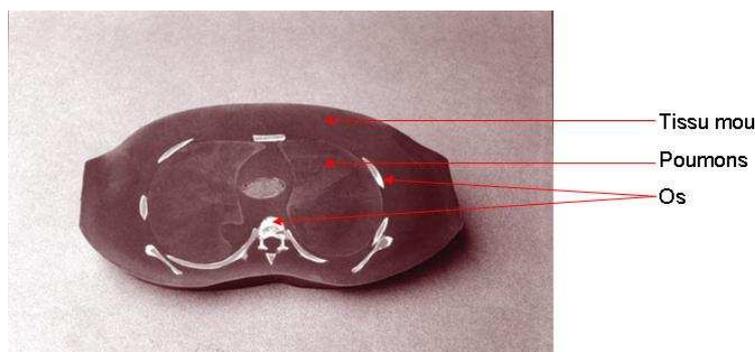


Figure 4- 2 : Illustration des différents matériaux du fantôme physique Rando-Alderson

Enfin, afin de pouvoir y insérer des dosimètres, le fantôme est découpé, du pelvis jusqu'au sommet du crâne, en 31 tranches de 2,5 cm d'épaisseur et chaque tranche est percée de trous répartis sur un quadrillage de maille élémentaire 3 cm x 3 cm (Figure 4- 3).



Figure 4- 3 : Tranches du fantôme physique Rando-Alderson faisant apparaître les emplacements pour les dosimètres

4.1.1.2 Les images pour générer les fantômes voxélisés du fantôme physique Rando-Alderson

Plusieurs séries d'images tomodensitométriques avaient été réalisées pour le fantôme physique Rando-Alderson disponible au laboratoire en 2003 à l'hôpital du Val de Grâce (Figure 4- 4).



Figure 4- 4 : Acquisition des images tomodensitométriques du fantôme physique Rando-Alderson

La série d'images retenue pour ce travail est constituée de 177 coupes de 1 cm d'épaisseur permettant de couvrir la totalité du fantôme (des pieds à la tête). Chaque coupe possède une résolution de 512x512. Ces images tomodensitométriques ont été importées dans le système de planification de traitement ISOgray afin de procéder au contournage des différentes structures composant ce fantôme : l'os, les poumons et le tissu mou (Figure 4- 5).

Les contours ainsi dessinés ont été enregistrés et envoyés dans DOSIgray afin d'y être traduits en fichiers lisibles par SESAME pour construire les différents fantômes voxélisés.

A partir de ces contours, quatre fantômes voxélisés du fantôme physique Rando-Alderson ont été créés :

- le premier avec la méthode actuelle (décrite dans le second chapitre),
- les trois autres avec la nouvelle fonctionnalité. Sur ces trois derniers fantômes, deux ont été utilisés pour la validation numérique alors que le troisième a été dédié à la validation expérimentale. Ces différents fantômes sont décrits en détail dans les paragraphes ci-dessous lors de leurs utilisations pour les différentes validations.

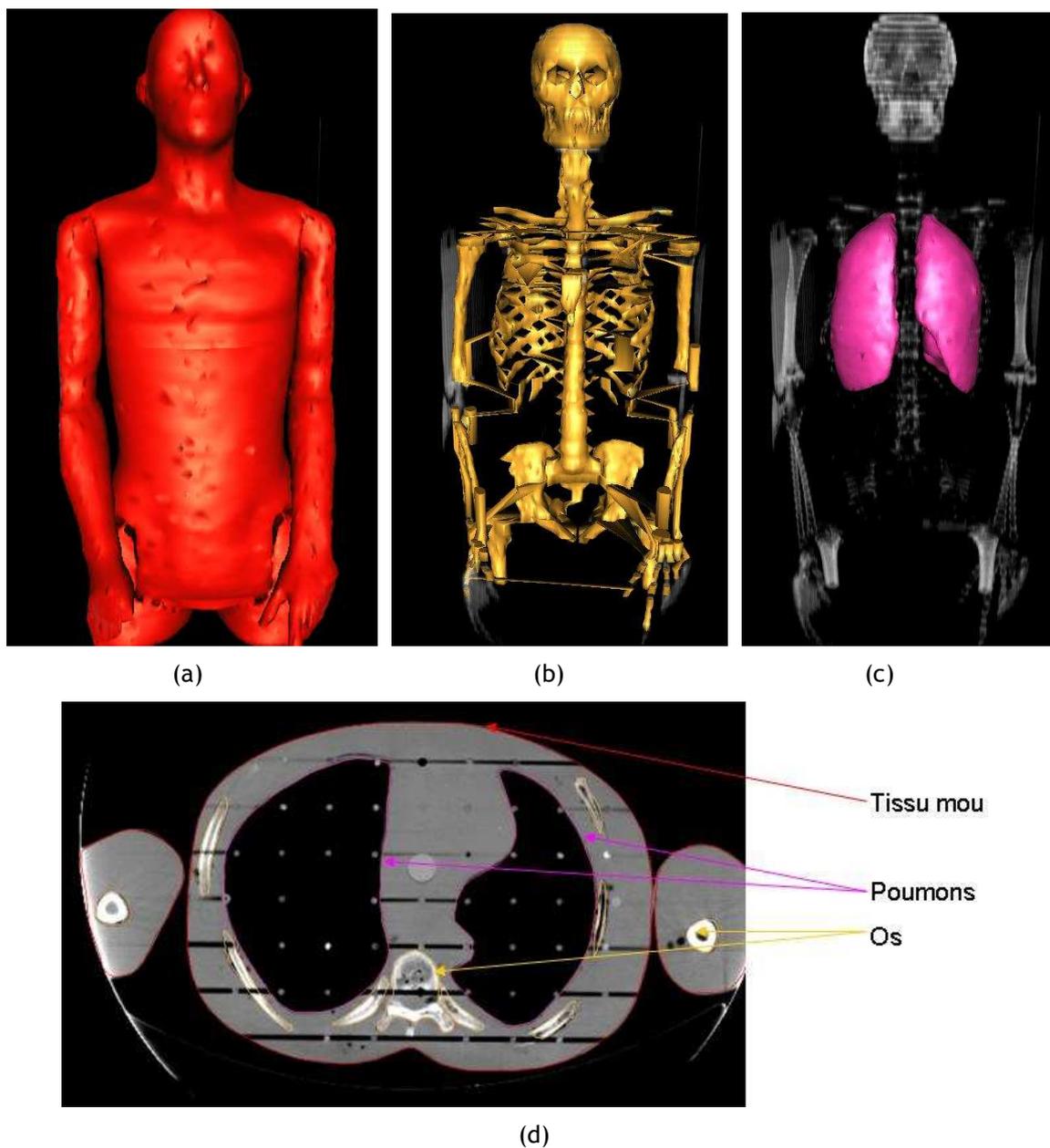


Figure 4- 5 : Visualisation en trois dimensions sous ISOgray des structures tissu mou (a), os (b) et poumon (c) ainsi qu'une coupe du fantôme physique Rando-Alderson (d)

4.1.2 La validation numérique

La validation numérique avait pour but de vérifier que la nouvelle procédure n'introduisait pas de modification significative sur les fantômes voxelisés. Elle a consisté à comparer, d'un point de vue géométrique et d'un point de vue dosimétrique, un fantôme voxelisé du fantôme physique Rando-Alderson créé avec la procédure actuelle à deux fantômes voxelisés du fantôme physique Rando-Alderson créés avec la nouvelle procédure. Pour la validation géométrique, nous avons comparé différents paramètres tels que la taille du fantôme, la taille et/ou le volume des structures. Pour la validation dosimétrique, la dose moyenne absorbée par un organe lors d'un calcul de dose par

simulation Monte Carlo a été étudiée. Ceci nous a alors permis de contrôler la variation des différents paramètres à chaque étape de construction des fantômes voxélisés à l'aide de la nouvelle procédure.

Les trois fantômes créés (le fantôme de référence, le fantôme « sans reconstruction ni transformation » et le fantôme « avec reconstruction et sans transformation ») pour la validation numérique sont présentés puis sont utilisés pour valider d'un point de vue géométrique et dosimétrique la nouvelle procédure.

4.1.2.1 Les fantômes voxélisés créés

4.1.2.1.1 Le fantôme voxélisé avec la méthode actuelle

Pour créer un fantôme voxélisé à partir de la méthode initialement disponible, les fichiers contenant les coordonnées des contours des différentes structures issus de DOSIgray ont été importés dans SESAME. Ces fichiers ont ensuite été utilisés pour construire le fantôme voxélisé à l'aide de la commande « importation Dosigray » de l'interface SESAME (Figure 4- 6). Dans la suite de ce chapitre, ce fantôme voxélisé est appelé « fantôme de référence » car il est construit à partir de la fonctionnalité actuelle qui a déjà fait l'objet de validations (Lemosquet et al., 2004, Huet et al., 2009).

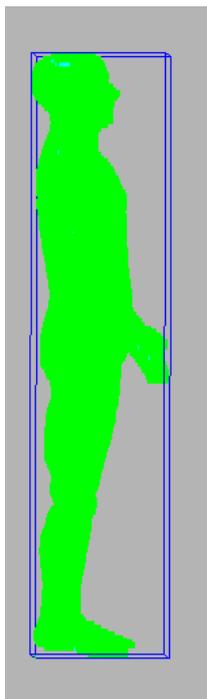


Figure 4- 6 : Représentation en trois dimensions du fantôme de référence

4.1.2.1.2 Le fantôme voxélisé « sans reconstruction ni transformation » créé avec la nouvelle fonctionnalité

Le fantôme voxélisé appelé dans la suite « sans reconstruction ni transformation » est construit avec la nouvelle procédure via l'onglet « transformation » de l'interface SESAME. Les étapes de construction sont les suivantes :

- Les fichiers contenant les contours des différentes structures issus de DOSIgray sont importés dans SESAME.
- Trois fichiers au format texte sont ainsi créés :
 - o un fichier contenant la totalité des coordonnées du tissu mou,
 - o un fichier contenant la totalité des coordonnées de l'os,
 - o un fichier contenant la totalité des coordonnées des poumons.
- Les fichiers au format texte sont exportés dans Rhinocéros®.
- Les fichiers au format texte sont ouverts dans Rhinocéros® puis enregistrés à nouveau au format texte.
- Les fichiers au format texte issus de Rhinocéros® sont importés dans SESAME pour la voxélisation.

Toutes ces étapes sont résumées sur la Figure 4- 7. Pour ce fantôme, il n'y a donc pas de construction de surfaces NURBS. Cette étape permet de contrôler que l'enregistrement dans Rhinocéros® des contours sous forme de coordonnées de points n'engendre pas de modification des contours.

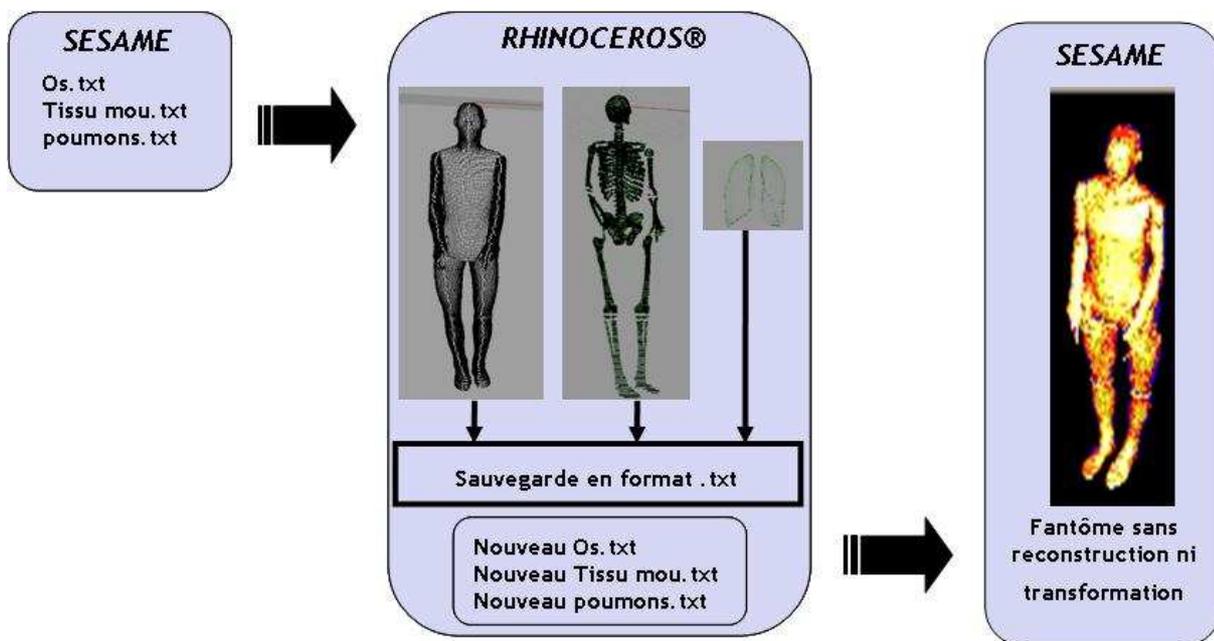


Figure 4- 7 : Mode opératoire de construction du fantôme voxélisé « sans reconstruction ni transformation »

4.1.2.1.3 Le fantôme voxélisé « avec reconstruction et sans transformation » créé avec la nouvelle fonctionnalité

Le troisième fantôme voxélisé créé à partir des images tomodensitométriques du fantôme physique Rando-Alderson et utilisé pour la validation numérique est appelé fantôme voxélisé « avec reconstruction et sans transformation ».

L'étape d'exportation (n°1) et de création des fichiers texte dans SESAME pour chaque structure (n°2 et 3) est identique à celle décrite dans le paragraphe précédent. En revanche, une étape supplémentaire de construction du fantôme NURBS dans Rhinocéros® a été effectuée suivant la procédure décrite dans le paragraphe 3.2.3.1 du chapitre 3 qui est la suivante :

- a. les points sont reliés entre eux par des courbes,
- b. les courbes sont reliées entre elles par des surfaces NURBS.

Une fois le fantôme NURBS construit, ce dernier est enregistré en fichier de coordonnées au format texte suivant la procédure décrite dans le paragraphe 3.2.3.3 du chapitre 3 :

- c. le fantôme NURBS est découpé en courbes de niveau,
- d. les courbes de niveau sont enregistrées sous forme de fichiers de coordonnées de points.

L'étape de voxélisation est identique à l'étape n°5 du paragraphe précédent. La Figure 4- 8 résume la totalité de cette procédure. Pour ce fantôme, il n'y a donc pas de modification de posture mais par contre il y a une étape de construction de surfaces NURBS. Cette étape nous permet ainsi d'évaluer les modifications géométriques induites par la construction du fantôme NURBS.

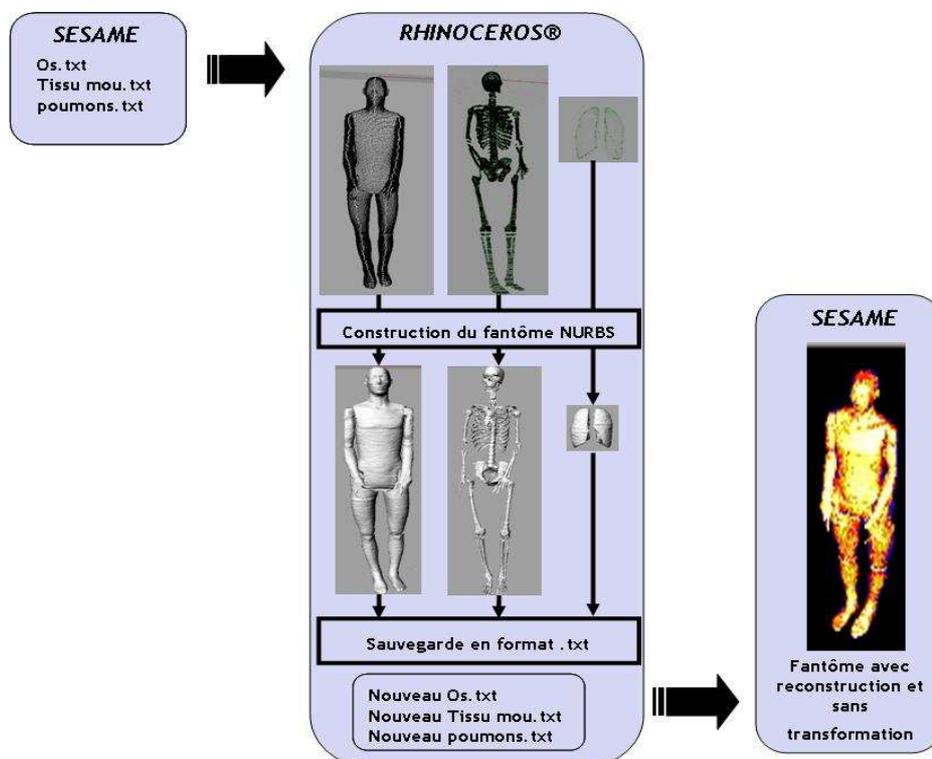


Figure 4- 8 : Mode opératoire de construction du fantôme « avec reconstruction et sans transformation »

4.1.2.2 La validation géométrique

Les trois fantômes créés à partir des images scanner du fantôme physique Rando-Alderson et présentés dans les paragraphes précédents ont été comparés en terme de géométrie.

4.1.2.2.1 Matériels et méthodes

Les paramètres choisis pour les comparaisons géométriques sur les trois fantômes voxélisés sont les suivants :

- le nombre de coupes du fantôme voxélisé,
- la taille des voxels,
- le volume de la structure os,
- le volume de la structure poumon,
- le volume de la structure tissu mou,
- les dimensions X et Y des jambes droite et gauche sur la coupe 49,
- les dimensions X et Y du bassin sur la coupe 99,
- les dimensions X et Y du torse, du poumon gauche et du poumon droit ainsi que les dimensions X et Y maximales sur la coupe 124,
- les dimensions X et Y du cou sur la coupe 149.

Les coupes sur lesquelles les dimensions ont été comparées ont été choisies à différentes hauteurs de façon arbitraire.

4.1.2.2.2 Résultats et discussion

Les résultats bruts des comparaisons géométriques ainsi que les variations par rapport au « fantôme de référence » sont présentés dans le Tableau 4- 1 et le Tableau 4- 2.

Tableau 4- 1 : Résultats bruts et variation (en %) par rapport au fantôme de référence des différents paramètres comparés entre les fantômes voxélisés.

	fantôme de référence	fantôme « sans reconstruction ni transformation »	fantôme « avec reconstruction et sans transformation »
nombre de coupes	176	176 (0%)	176 (0%)
taille des voxels (cm)	0,18 x 0,18 x 1	0,17 x 0,17 x 1 (-2,8%)	0,17 x 0,17 x 1 (-2,9%)
volume de la structure os (cm ³)	7 314	6 607 (-9,6%)	6 885 (-5,9%)
volume de la structure poumon (cm ³)	5 397	5 393 (0 %)	5 348 (-0,9%)
volume de la structure tissu mou (cm ³)	54 851	55 504 (-1,2%)	54 643 (-0,4%)

Tout d'abord sur le Tableau 4- 1, on peut observer que le nombre de coupes est identique pour tous les fantômes. En revanche, alors que le volume des poumons ne varie pas entre les trois fantômes, il n'en est pas de même pour le volume du tissu mou et le volume de l'os où il est observé une diminution d'environ 9,6 % pour le fantôme « sans reconstruction et sans transformation » et de 5,9 % pour le fantôme « avec reconstruction et sans transformation ». Cette différence est due à la nouvelle méthode de voxélisation. En effet, alors que pour les deux fantômes construits avec la nouvelle procédure le crâne est rempli de tissu mou, le fantôme construit avec la procédure actuelle crée un fantôme dont le crâne est rempli d'os (Figure 4- 9 , a). Cette différence provient de la superposition des structures au moment de la voxélisation. Pour le fantôme de référence, l'os est directement superposé sur le tissu mou, recouvrant totalement ce dernier. En revanche, avec la nouvelle procédure, il est possible de discriminer deux contours différents de tissu mou sur la même coupe permettant ainsi de superposer une nouvelle couche de tissu mou à l'intérieur de l'os du crâne (Figure 4- 9 , c et d).

Cependant, cette configuration du fantôme de référence peut être corrigée avec un contourage approprié sous le système de planification de traitement permettant ainsi d'obtenir trois fantômes identiques (Figure 4- 9 , b).

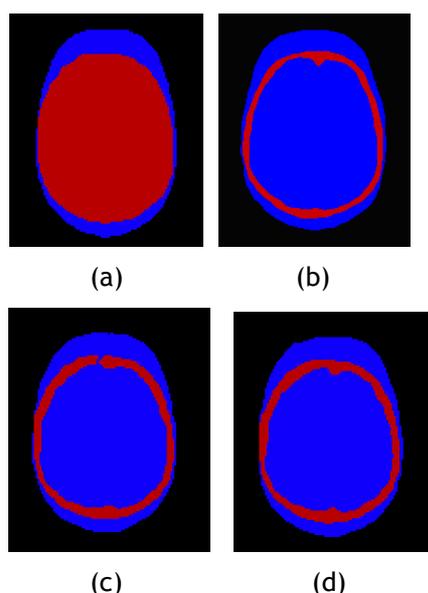


Figure 4- 9 : Coupe 172 du fantôme de référence non adapté(a) et adapté (b), du fantôme « sans reconstruction et sans transformation » (c) et du fantôme « avec reconstruction et sans transformation » (d)

Ensuite, toujours sur le Tableau 4- 1, nous observons une légère variation de 4% du volume de l'os entre les deux fantômes construits avec la nouvelle procédure que nous expliquons, après comparaison coupe par coupe des trois fantômes, par la reconstruction au format NURBS permettant de définir les structures avec plus de précision. Ceci explique également la variation de 1,5 % du volume du tissu mou entre les deux fantômes créés avec la nouvelle procédure.

Le Tableau 4- 2 présente les différentes mesures effectuées sur certaines coupes des fantômes. Les écarts observés sont très faibles (inférieures à 0,4 cm), de l'ordre de la taille d'un ou 2 voxels et nous pouvons conclure au vu de ces résultats que les trois fantômes sont similaires.

Tableau 4- 2 : Résultats bruts et variation (en cm) par rapport au fantôme de référence des différentes distances comparées entre les fantômes voxélisés

dimensions X et Y (en cm)	fantôme de référence		fantôme sans reconstruction ni transformation		fantôme avec reconstruction et sans transformation	
	X	Y	X	Y	X	Y
sur la coupe 49 :						
jambe droite	10,51	11,87	10,43 (-0,08)	11,91 (+0,04)	10,57 (+0,06)	11,70 (-0,17)
jambe gauche	10,88	10,86	10,71 (-0,17)	10,88 (-0,02)	10,72 (-0,16)	10,89 (+0,01)
sur la coupe 99 :						
bassin	33,70	22,90	33,74 (+0,04)	22,87 (-0,03)	33,93 (+0,23)	23 (+0,10)
sur la coupe 124 :						
torse	30,10	23,09	30,33 (+0,23)	23,07 (-0,02)	30,35 (0,25)	23,04 (0,05)
poumon droit	10,81	16,87	10,92 (+0,12)	16,67 (-0,20)	10,94 (+0,13)	16,74 (-0,13)
poumon gauche	9,79	16,65	9,68 (-0,11)	16,67 (+0,02)	9,54 (-0,25)	16,54 (-0,11)
Longueur totale	43,70	23,09	43,52 (-0,18)	23,07 (-0,02)	43,48 (-0,22)	23,04 (-0,05)
sur la coupe 149 :						
cou	19,33	13,54	19,13 (-0,20)	13,26 (-0,28)	18,93 (+0,40)	13,53 (-0,01)

4.1.2.3 La validation dosimétrique

4.1.2.3.1 Matériels et méthodes

La validation dosimétrique numérique a été effectuée en modélisant pour les trois fantômes la même configuration d'irradiation. Une source sphérique de 3 cm de rayon de cobalt 60 (activité : 1000 Bq) a été placée à égale distance de la surface de la poitrine et à la même hauteur pour les trois fantômes. Les fichiers d'entrée au format MCNPX modélisant la configuration d'irradiation ont été générés à l'aide de SESAME et les doses moyennes aux poumons, à l'os, au tissu mou et au corps entier ont été calculées.

4.1.2.3.2 Résultats et discussion

La variation des doses rapport au fantôme de référence est présentés dans le Tableau 4- 3. Toutes les doses calculées sont égales (au pourcent près) aux doses du fantôme de référence à la seule exception des doses moyennes à l'os pour les fantômes « sans reconstruction ni transformation » et « avec reconstruction et sans transformation » qui diffèrent respectivement de 6 % et de 4,4 %. Cette différence est la conséquence de la différence géométrique observée dans le tableau 4-1 compte tenu que la dose est maintenant répartie uniquement sur une couronne de boîte crânienne au lieu d'un disque plein d'os.

Tableau 4- 3: Variation par rapport au fantôme de référence (ramené à l'unité) des doses moyennes aux différentes structures

	fantôme de référence	fantôme sans reconstruction ni transformation	fantôme avec reconstruction et sans transformation
Dose moyenne à l'os (en Gy)	1	0,93	0,96
Dose moyenne aux poumons (en Gy)	1	1	1
Dose moyenne au tissu mou (en Gy)	1	1,01	1
Dose moyenne au corps entier (en Gy)	1	0,99	0,99

4.1.2.4 Conclusion

Les validations numériques géométrique et dosimétrique permettent au vu des faibles différences observées entre le fantôme de référence et les deux fantômes construits avec la nouvelle procédure de démontrer que la nouvelle fonctionnalité n'induit pas de modifications pour des fantômes sans modification de posture.

4.1.3 La validation expérimentale

Afin de s'assurer du bon fonctionnement de la nouvelle fonctionnalité de modification de posture, une validation expérimentale a également été réalisée. Elle a consisté à irradier le fantôme physique Rando-Alderson équipé de dosimètres avec une source d'AmBe placée sous le bras gauche. La configuration d'irradiation a été modélisée et les résultats numériques ont été comparés aux résultats expérimentaux.

4.1.3.1 Matériels et méthodes

4.1.3.1.1 L'expérience

La validation expérimentale ayant pour but de valider la modification de posture, nous souhaitons simuler une irradiation localisée la plus réaliste possible. Etant donnée la configuration du fantôme physique Rando-Alderson (emplacements pour les dosimètres uniquement dans le tronc et la tête), nous avons opté pour une source placée sous le bras gauche. Nous avons utilisé la source neutrons d'AmBe de $1,85 \times 10^{11}$ Bq (5 Ci) disponible au laboratoire de taille comparable à des sources impliquées dans les accidents.

Dans une source d'AmBe, les neutrons sont générés suite à l'interaction des particules alpha issues de la désintégration de l'américium avec le béryllium. L'énergie moyenne des neutrons émis par une source d'AmBe se situe autour de 4,2 MeV. L'américium étant également un émetteur gamma, nous

avons décidé de mesurer à la fois la dose due aux neutrons à l'aide de diodes au silicium et la dose due aux photons à l'aide de poudre de fluorure de lithium.

4.1.3.1.1.1 Les diodes en silicium

Les diodes en silicium (Figure 4- 10) sont utilisées pour la dosimétrie des neutrons rapides, elles permettent de déterminer le kerma déposé par les neutrons dans le tissu [Prouza *et al.*, 1989]. Le principe de fonctionnement des diodes repose sur les défauts stables créés par les neutrons qui modifient de manière permanente la structure de la diode. Ces défauts mènent au changement du temps de vie des porteurs et entraîne une augmentation de la tension sur la diode pour un courant constant. La réponse est donc représentée par la différence entre la tension avant et après irradiation (ΔV en volts).

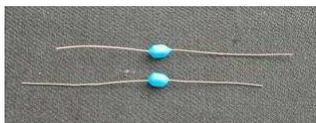


Figure 4- 10 : Diodes en silicium

Deux types de diodes ont été utilisés (diodes Si-1 et Si-2) ; le processus de fabrication de ces deux types permet d'obtenir des sensibilités différentes. Les diodes Si-1 peuvent mesurer des doses comprises entre 0,1 et 30 Gy et leur réponse aux neutrons du ^{252}Cf est de $0,13 \text{ V.Gy}^{-1}$ avec une incertitude de 20%. Les Si-2 mesurent quant à elles des doses comprises entre 0,01 et 5 Gy avec une réponse aux neutrons du ^{252}Cf de $1,1 \text{ V.Gy}^{-1}$ et une incertitude de 20% [Spurny *et al.*, 2000]. Ces deux types de diodes présentent l'avantage d'être insensibles aux photons. De petites tailles (inférieure à 0,5 cm), elles peuvent être facilement utilisables dans le fantôme Rando-Alderson.

Afin de déterminer la réponse des diodes aux neutrons de $^{241}\text{AmBe}$, trois diodes Si-1 et trois diodes Si-2 ont été placées à différentes distances de la source et ont été irradiées pendant une semaine environ (163 heures). A partir des courbes d'étalonnage obtenues (Figure 4- 11), nous avons déterminé une réponse linéaire aux neutrons de l'AmBe de $0,094 \text{ V.Gy}^{-1}$ avec une incertitude à un écart type de 24 % pour les diodes Si-1 et de $1,078 \text{ V.Gy}^{-1}$ avec une incertitude à un écart type de 11 % pour les diodes Si-2 (annexe 2).

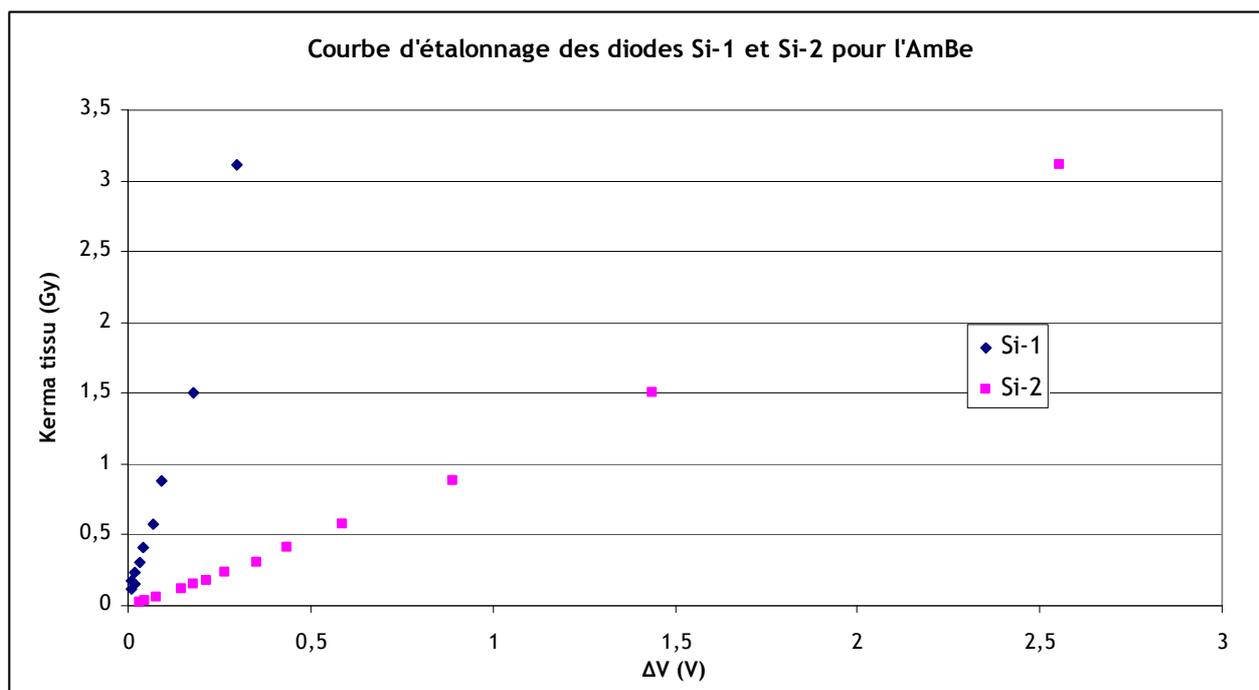


Figure 4- 11 : Courbes d'étalonnage des diodes Si-1 et Si-2

4.1.3.1.1.2 La poudre de fluorure de lithium (LiF)

La dosimétrie des photons a été effectuée à l'aide de poudre de fluorure de lithium (LiF) placée dans des tubes en plastique de 0,25 cm de rayon sur 2,5 cm de hauteur. Le LiF que nous avons choisi est du « ^7LiF » qui n'est pas sensible aux neutrons. Nous avons ainsi pu déterminer par la technique de thermoluminescence, dont le principe est exposé dans le chapitre 1, la dose due aux photons et en particulier aux photons de 59 keV issus du spectre de l'AmBe et aux photons secondaires issus de la réaction (n, γ). Pour chaque tube, au minimum trois mesures d'échantillons ont été effectuées et la dose mesurée est la moyenne sur tous les échantillons.

Afin d'obtenir une courbe de réponse en dose, nous avons irradié des tubes remplis de poudre de LiF sur une gamme de kerma dans l'air allant de 0,025 Gy à 6 Gy à l'aide d'une source de cobalt 60 et avons établi la courbe d'étalonnage présentée sur la Figure 4- 12. Il est à noter que les valeurs ont été corrigées en énergie afin de correspondre à l'énergie de 59 keV des photons de l'AmBe. Enfin, un facteur de correction égal à 1,073 a été appliqué afin d'avoir la correspondance kerma air/kerma tissu (<http://www.nist.gov/index.html>).

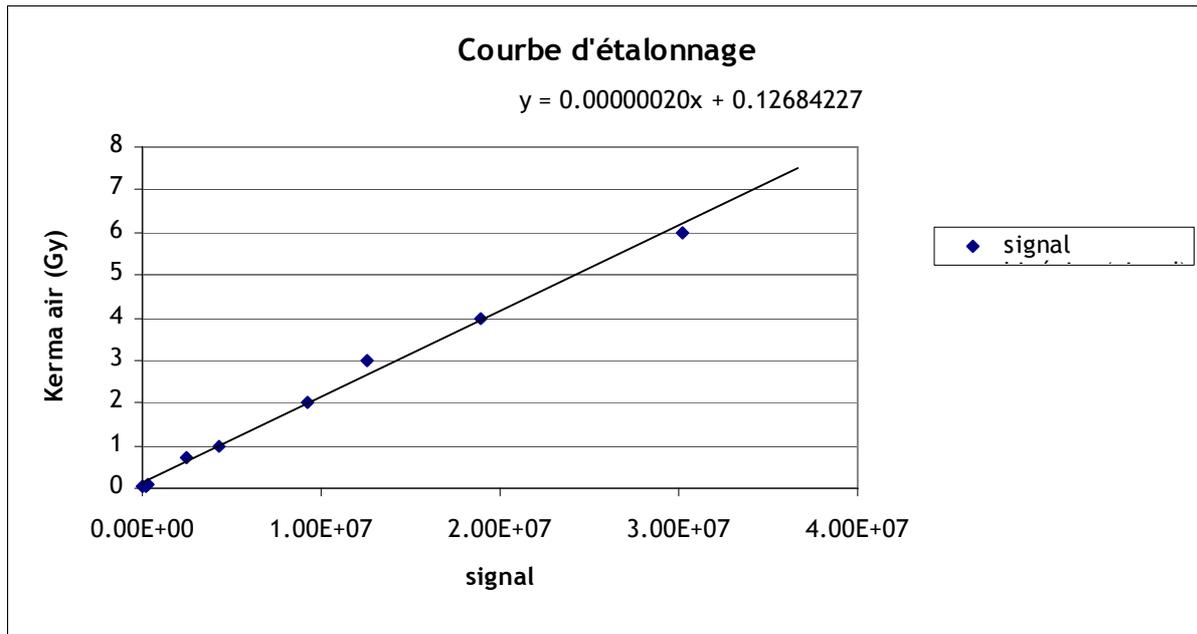


Figure 4- 12 : Courbe d'étalonnage des dosimètres de LiF en kerma air (équivalent Cobalt)

4.1.3.1.1.3 L'irradiation du fantôme physique Rando-Alderson

Le fantôme physique Rando-Alderson a été placé en position assise avec le bras levé afin de pouvoir mettre la source en contact avec le torse du fantôme et sous son bras. La source se trouvait en regard de la tranche n° 16. La configuration d'irradiation est présentée sur la Figure 4- 13.

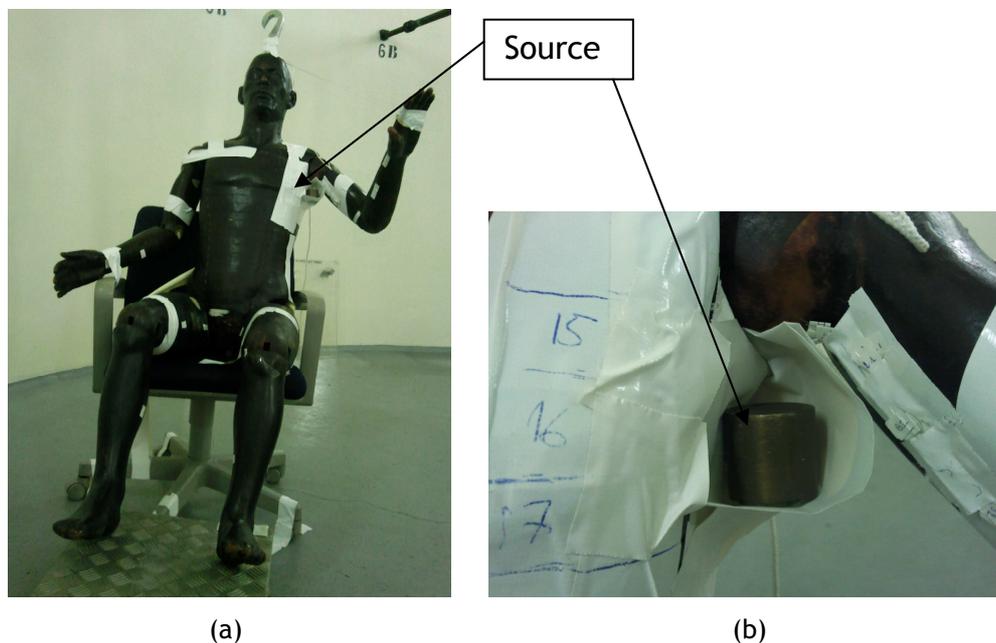


Figure 4- 13 : Fantôme physique Rando-Alderson (a) et source d'AmBe placée sous le bras du fantôme (b)

Les dosimètres neutrons et photons ont été placés dans le fantôme Rando-Alderson de manière à déterminer une distribution de dose. Pour cela, 146 points de mesure ont été nécessaires et chaque point de mesure est constitué d'un tube de poudre de LiF, de deux diodes Si-1 ainsi que de deux diodes Si-2. Etant donné le gradient de dose en profondeur et la sensibilité des diodes, seuls les emplacements les plus proches de la source ont été remplis de dosimètres (Figure 4- 14). La répartition des points de mesure dans les différentes coupes du fantôme est la suivante :

- 3 points de mesure dans la coupe 13,
- 5 points de mesure dans la coupe 14,
- 15 points de mesure dans la coupe 15 + 1 point de mesure à l'extérieur de la coupe,
- 16 points de mesure dans la coupe 16 (coupe au regard de la source) + 1 point de mesure à l'extérieur de la coupe au contact de la source,
- 18 points de mesure dans la coupe 17 + 1 point de mesure à l'extérieur de la coupe,
- 4 points de mesure dans la coupe 18,
- 4 points de mesure dans la coupe 19,
- 3 points de mesure à l'intérieur du bras proche de la source,
- 3 points de mesure à l'extérieur du bras proche de la source.

Les positions des points de mesure sont illustrées sur la Figure 4- 14

L'irradiation du fantôme a eu lieu pendant 7 jours afin d'obtenir des doses neutrons dans la gamme de mesure des diodes en silicium.

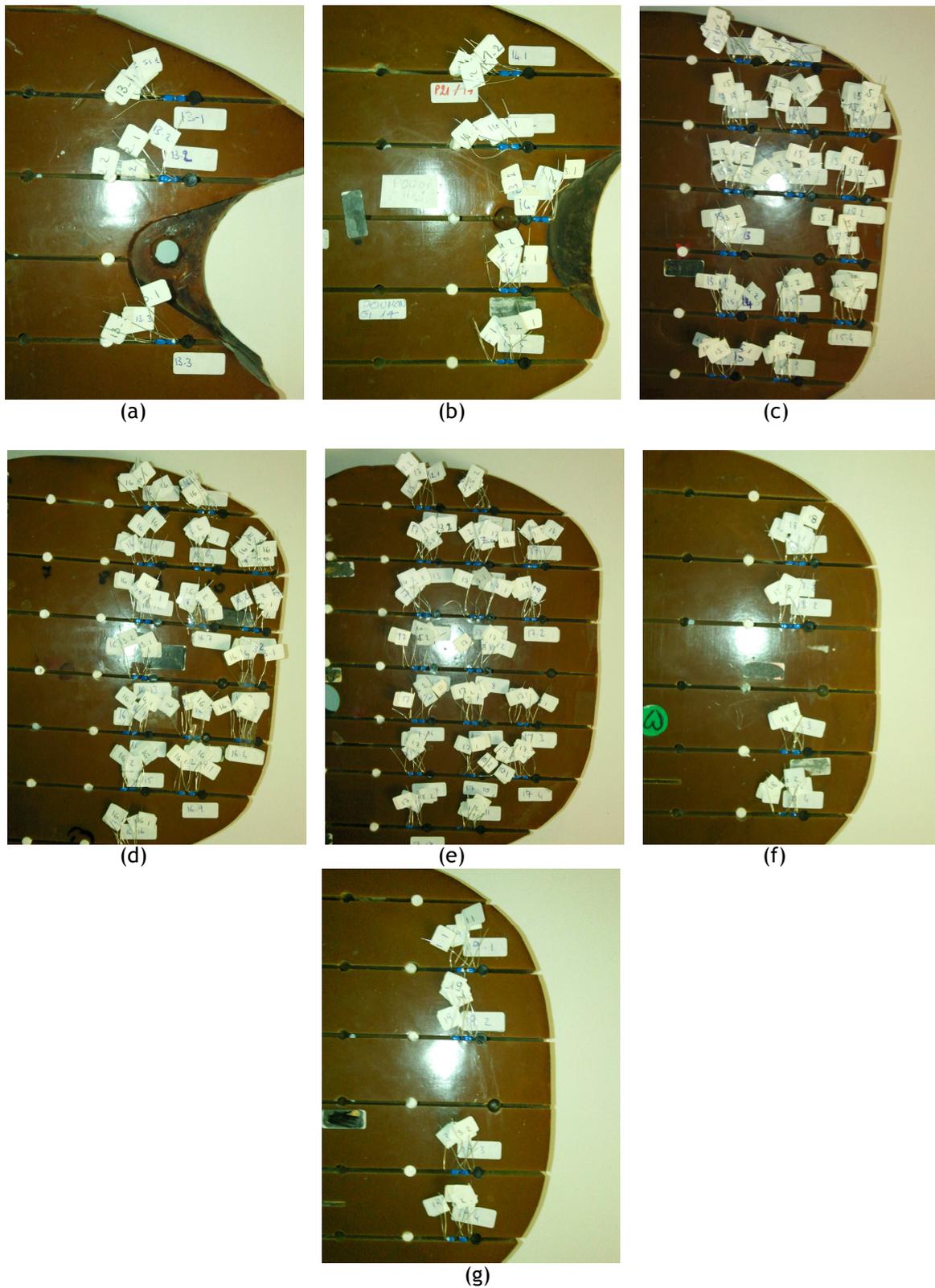


Figure 4- 14 : Position des dosimètres dans les coupes 13 à 19 (a à g) du fantôme physique Rando-Alderson

4.1.3.1.2 La modélisation

Afin de reproduire numériquement l'expérience, la configuration d'irradiation a été modélisée. Elle a consisté à :

- modéliser la source d'AmBe,
- construire un fantôme voxelisé dans la position du fantôme physique Rando-Alderson,
- à modéliser les points de mesure et à calculer les doses dues aux neutrons et aux photons au niveau des points de mesure.

4.1.3.1.2.1 La validation préliminaire de la modélisation de la source d'AmBe

Dans un premier temps, nous avons validé la modélisation de la source d'AmBe disponible au laboratoire et utilisée lors de cette validation expérimentale.

La source d'AmBe de $1,85 \times 10^{11}$ Bq a été modélisée à l'aide du code de calcul MCNPX. La source est représentée par un cylindre de 2,7 cm de haut sur 2,7 cm de diamètre encapsulé dans un cylindre d'innox de 3,5 cm de haut sur 3,5 cm de diamètre (Figure 4- 15). La matière radioactive est de l'oxyde d'AmBe composé à 8 % d'américium, à 1 % d'oxygène et à 91 % de béryllium ; sa densité est égale à 1,12.

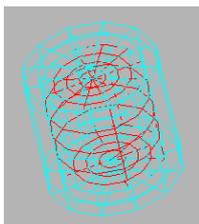


Figure 4- 15 : Représentation de la source d'AmBe (en rouge) et de son encapsulation (en bleu)

Dans un premier temps, le spectre neutronique de l'AmBe a été simulé à partir des données disponibles dans la norme ISO 8529. Nous avons ensuite calculé le débit d'équivalent de dose ambiant $H^*(10)$ dû aux neutrons pour des distances de 50 cm et 100 cm. Pour cela, la fluence neutronique a été calculée à l'aide du tally F5 de MCNPX. Une fonction de dose contenant les facteurs de conversion de la fluence en $H^*(10)$ disponibles dans l'ICRU 57 [ICRU-57, 1998] a été appliquée à la fluence grâce à la carte DE/DF disponible dans MCNPX. Les valeurs de débit d'équivalent de dose ambiant ainsi calculées ont été ensuite comparées à des résultats expérimentaux.

Les résultats sont présentés dans le Tableau 4- 4. La différence constatée entre les mesures et la simulation étant de l'ordre du pourcent, nous avons considéré la modélisation de la source d'AmBe comme validée et nous l'avons utilisée pour la suite de la validation.

Tableau 4- 4 : Débits d'équivalent de dose ambiant dû aux neutrons mesurés et calculés (à 1 %) pour des distances de 50 cm et 100 cm

Distance à la source (en cm)	Débit d'équivalent de dose ambiant mesuré (en Sv.s ⁻¹)	Débit d'équivalent de dose ambiant calculé (en Sv.s ⁻¹)
50	1,29x10 ⁻⁷	1,31x10 ⁻⁷
100	3,20x10 ⁻⁸	3,26x10 ⁻⁸

4.1.3.1.2.2 Le fantôme voxélisé « avec reconstruction et avec transformation » créé avec la nouvelle fonctionnalité

Afin de modéliser la configuration d'irradiation présentée dans les paragraphes précédents, nous avons construit un fantôme voxélisé dénommé « avec reconstruction et avec transformation ». Les différentes étapes de construction dans un premier temps du fantôme NURBS dans Rhinocéros® puis du fantôme voxélisé dans SESAME sont identiques à celles décrites dans le paragraphe 4.1.2.1.3. En revanche, une série de transformations a été appliquée au fantôme NURBS avant la voxélisation afin d'obtenir un fantôme dans une position assise avec le bras gauche levé (Figure 4- 16).

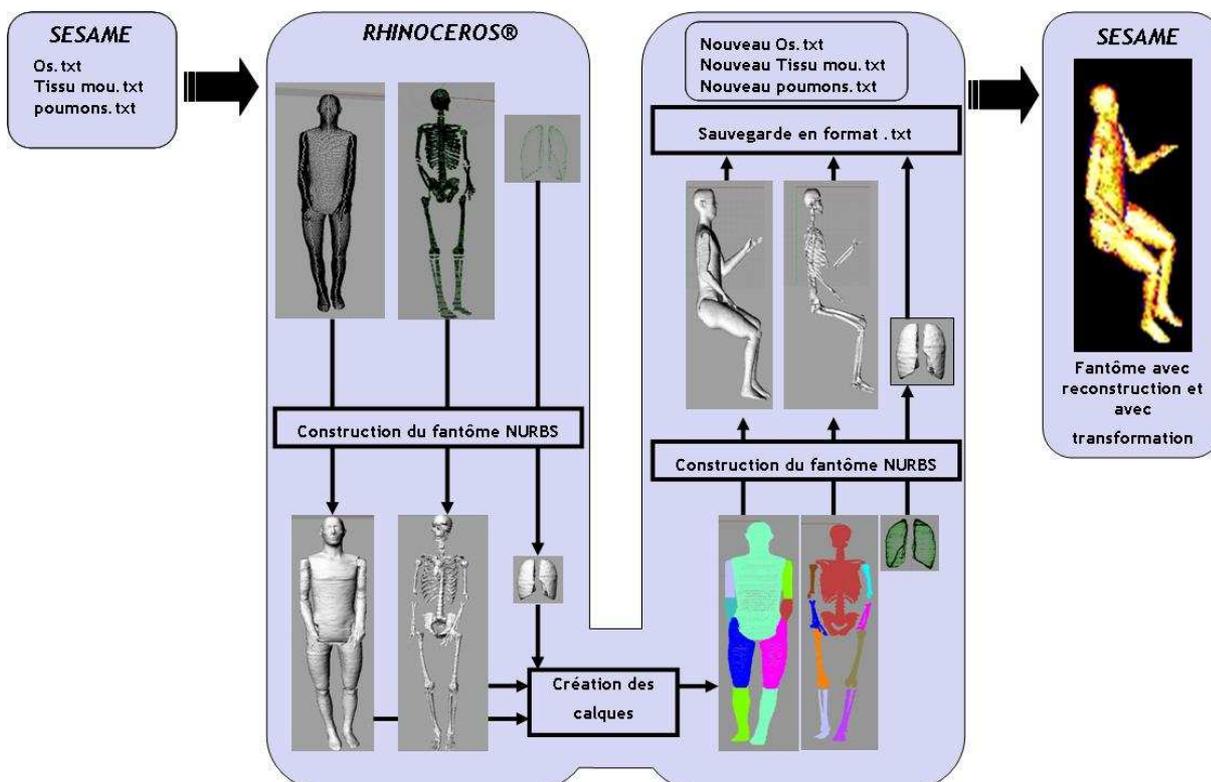


Figure 4- 16 : Mode opératoire de construction du fantôme « avec reconstruction et avec transformation »

Dans un premier temps, trois séries de calque ont été créées sur le fantôme NURBS dans Rhinocéros®. La première série contient neuf calques différents pour le tissu mou (Figure 4- 17):

- 1) Main gauche
- 2) Main droite
- 3) Bras gauche
- 4) Bras droit
- 5) Jambe gauche
- 6) Jambe droite
- 7) Pied gauche
- 8) Pied droit
- 9) Torse + Tête

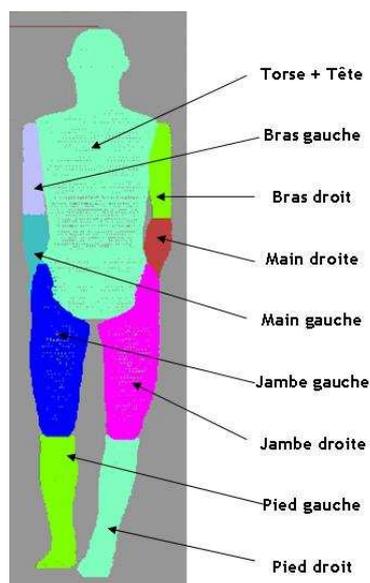


Figure 4- 17 : Description des calques utilisés pour le tissu mou (vue de dos du fantôme)

La seconde série concernant la structure os contient neuf calques identiques à ceux de la structure tissu mou (Figure 4- 18). La troisième série contient un seul et unique calque contenant les deux poumons.

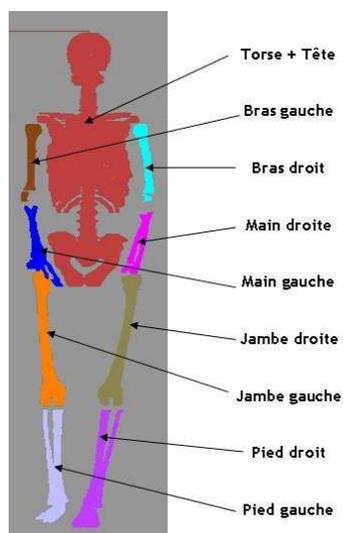
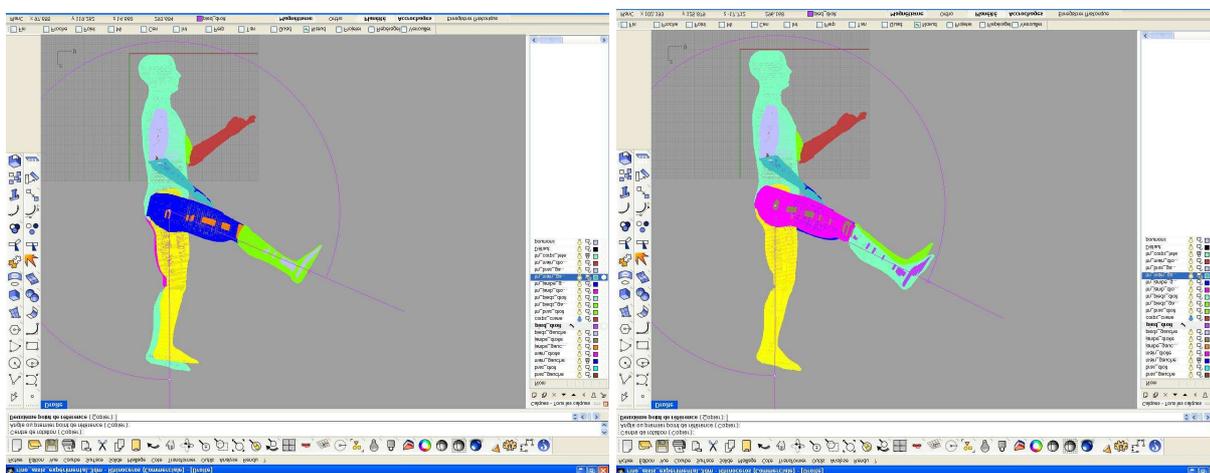


Figure 4- 18 : Description des calques utilisés pour l'os (vue de dos du fantôme)

Une fois la totalité des calques créés, la position du fantôme a été obtenue en effectuant des rotations multi-directionnelles simples et des translations des différents calques à l'aide des outils de rotation et de translation proposés par Rhinocéros®. Un certain nombre de mesures prises lors de l'irradiation du fantôme (distances crâne - coupe, distance torse - coude) ont permis de placer le fantôme NURBS dans la position la plus proche possible de celle du fantôme physique Rando-Alderson lors de l'irradiation.

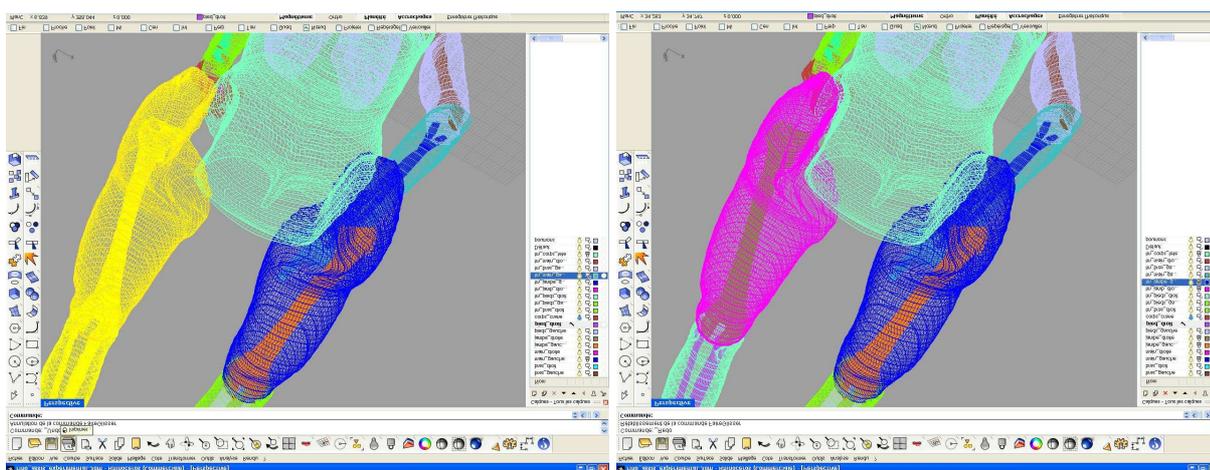
La première étape a consisté à mettre le fantôme dans la position assise. Dans un premier temps, afin d'interagir uniquement avec les calques des jambes (tissu mou et os), les calques du torse et des bras ont été verrouillés pour qu'ils ne puissent pas être modifiés durant les transformations. Ensuite les jambes droite et gauche contenant les structures du tissu mou et de l'os ont subi une rotation comme le montre la Figure 4- 19. De plus une translation a été nécessaire au niveau de la jambe droite afin de recaler l'articulation de la hanche (Figure 4- 20).



(a)

(b)

Figure 4- 19 : Mouvement de rotation des jambes gauche (a) et droite (b) du fantôme

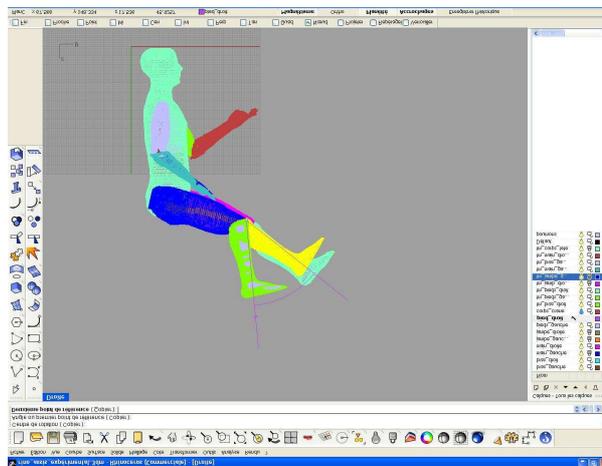


(a)

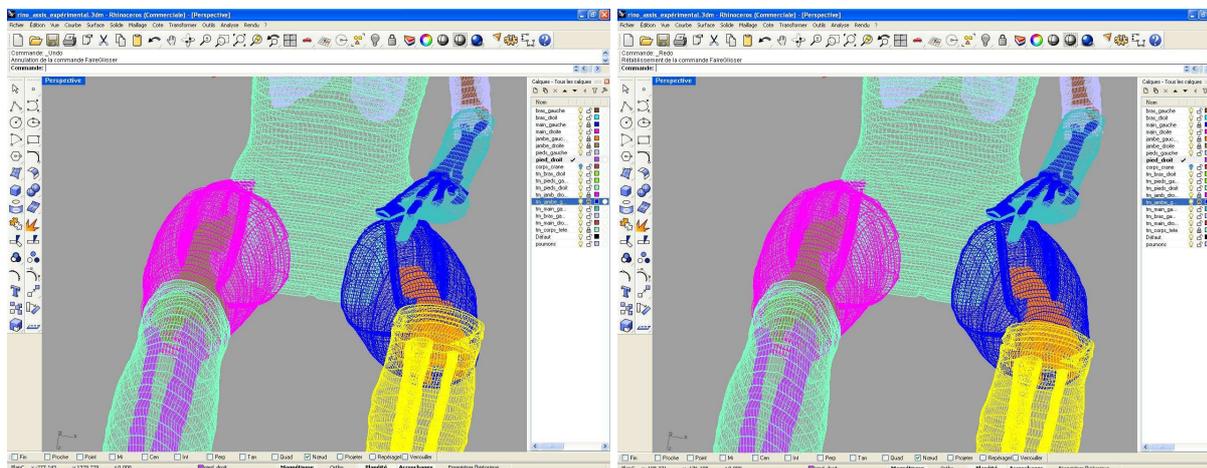
(b)

Figure 4- 20 : Recalage de la jambe droite du fantôme par l'outil translation de Rhinocéros® avant (a) et après (b) le recalage

De la même manière, pour plier les jambes au niveau du genou, les calques des jambes droite et gauche ont été à leur tour verrouillés puis une rotation a été appliquée ainsi qu'un recalage (Figure 4-21).



(a)



(b)

(c)

Figure 4-21 : Rotation (a) et recalage (b et c) de la jambe gauche

Ensuite, afin de modéliser la position du bras gauche, nous avons de nouveau procédé à une série de rotations et de translations sur les calques du bras et de la main gauche du fantôme NURBS (Figure 4-22). Cette rotation a été effectuée en respectant les différentes mesures relevées lors de l'irradiation. Une fois la position d'irradiation du fantôme reconstruite à l'identique (Figure 4-23), nous avons découpé le fantôme NURBS en courbes puis en points afin de pouvoir procéder à sa voxélisation dans SESAME.

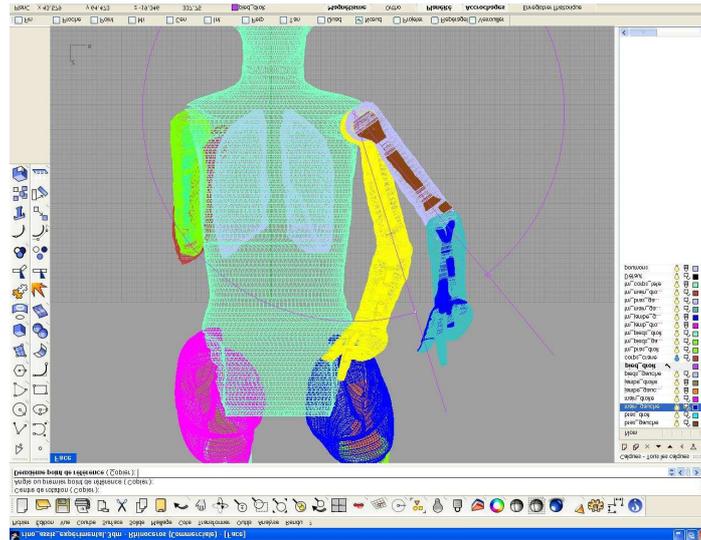
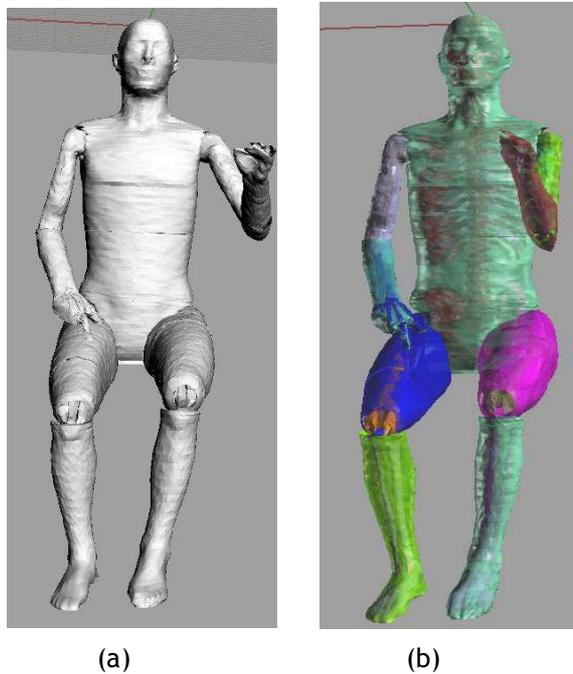


Figure 4- 22 : Mouvement de rotation sur le bras du fantôme NURBS



(a)

(b)

Figure 4- 23 : Fantôme NURBS sans (a) et avec (b) transparence en position assise avec le bras gauche levé

4.1.3.1.2.3 La modélisation de la configuration d'irradiation

Grâce au logiciel SESAME, le fichier d'entrée au format MCNPX contenant le fantôme voxélisé transformé a été créé. Nous avons vérifié, à l'aide du plotter MCNP, que les distances mesurées sur le fantôme physique ont bien été respectées.

La modélisation de la source d'AmBe préalablement validée a ensuite été programmée manuellement dans le fichier d'entrée MCNPX et sa position déterminée à partir des mesures effectuées à l'aide d'un leurre de la source lors de l'expérience. Enfin les points de mesure dans et à la surface du fantôme, ont été modélisés à l'aide de sphères de 0,25 cm de rayon remplies de tissu mou pour les diodes en

silicium et à l'aide de tubes de 2,5 cm de hauteur et de 0,25 cm de rayon remplis de tissu mou pour les tubes de poudre de LiF (Figure 4- 24).

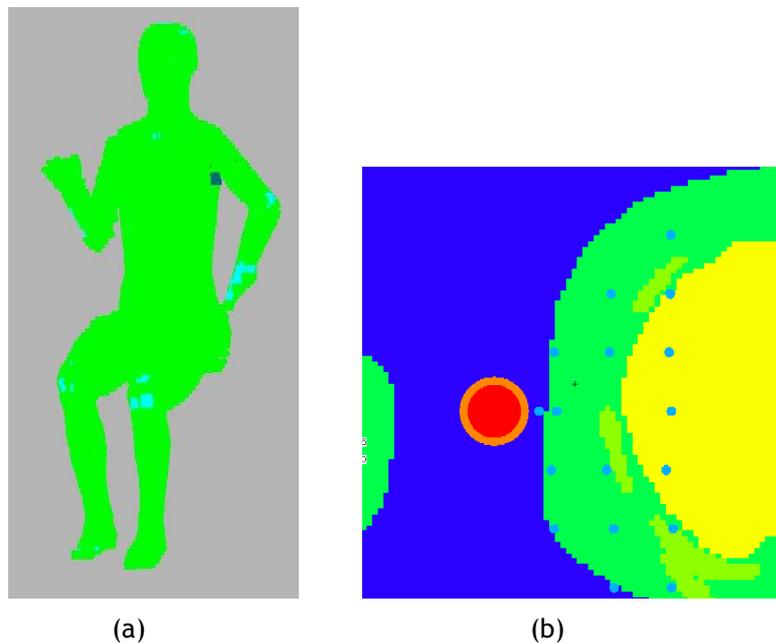


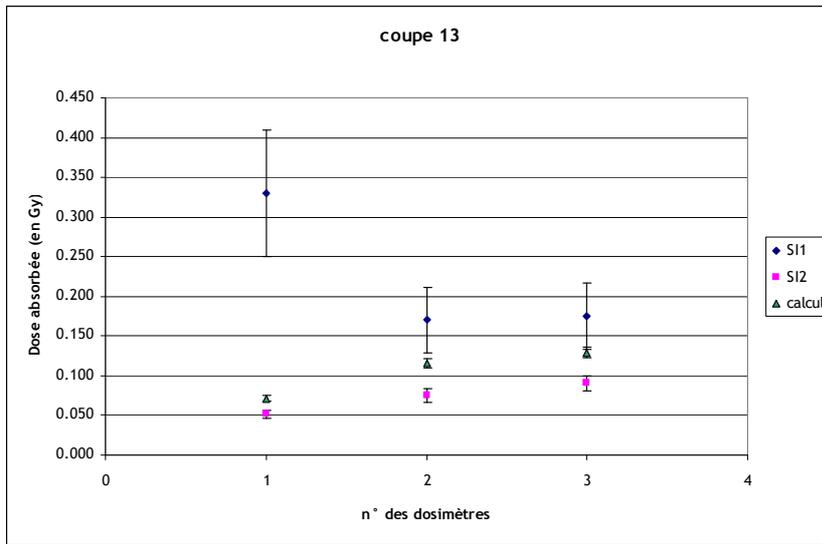
Figure 4- 24 : Fantôme voxelisé modifié avec la source en 3D (a) et les dosimètres (sphères bleu) sur une coupe (b) (la source est en rouge)

Les doses moyennes déposées dans le fantôme dues aux neutrons et aux photons ont été calculées respectivement à l'aide du tally F6:N et du tally F6:P. Enfin, le calcul a été effectué sur un cluster de 26 nœuds comprenant chacun un processeur 3 GHz sous un environnement Linux (Redhat) avec un nombre d'histoires stochastiques égal à $1,5 \times 10^8$ afin d'obtenir une incertitude statistique inférieure à 5 %.

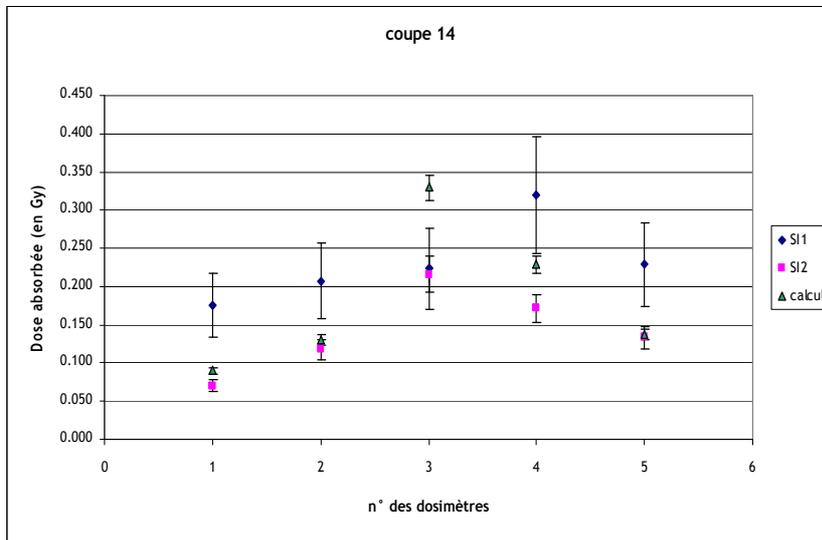
4.1.3.2 Les résultats

4.1.3.2.1 La distribution de dose due aux neutrons

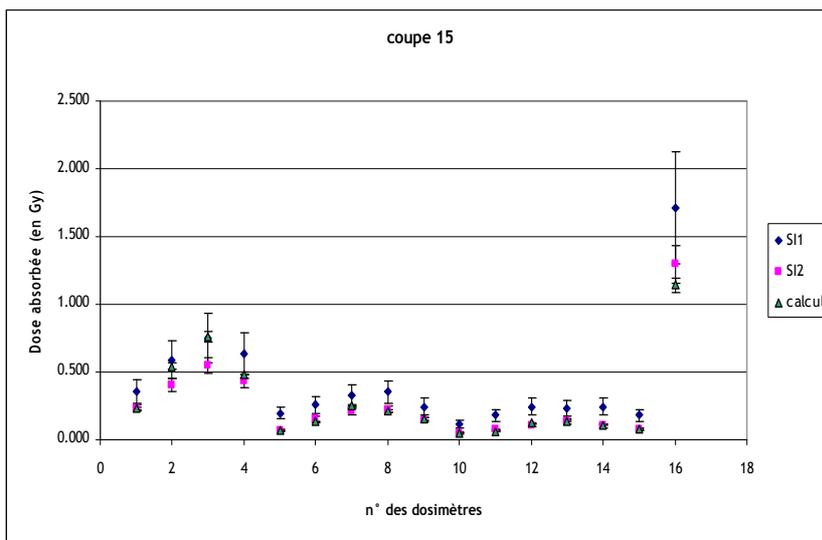
La Figure 4- 25 présentent les doses neutrons expérimentales et les doses absorbées dues aux neutrons calculées dans chaque coupe du fantôme ainsi qu'à l'intérieur et l'extérieur du bras. Les incertitudes de mesure correspondent aux incertitudes d'étalonnage.



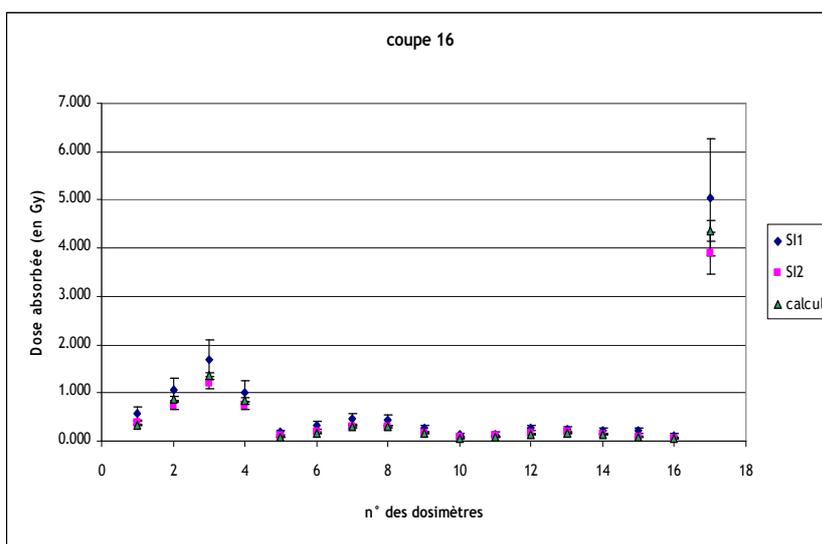
(a)



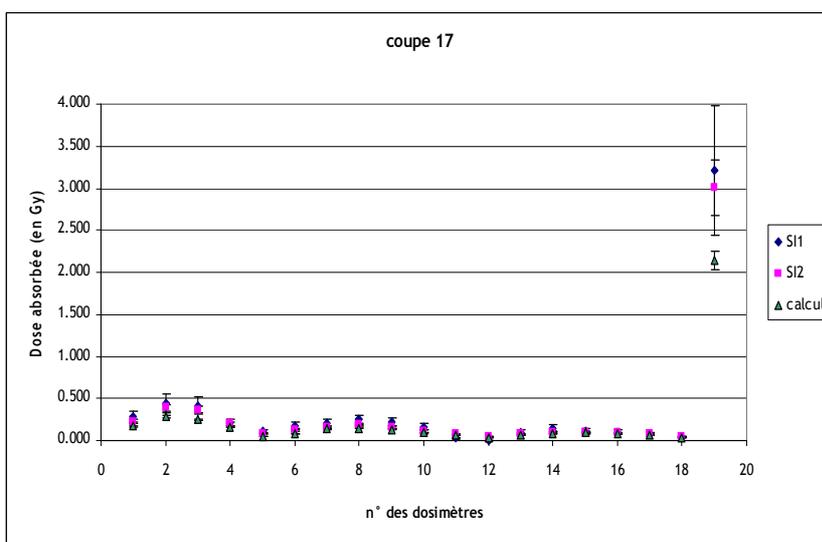
(b)



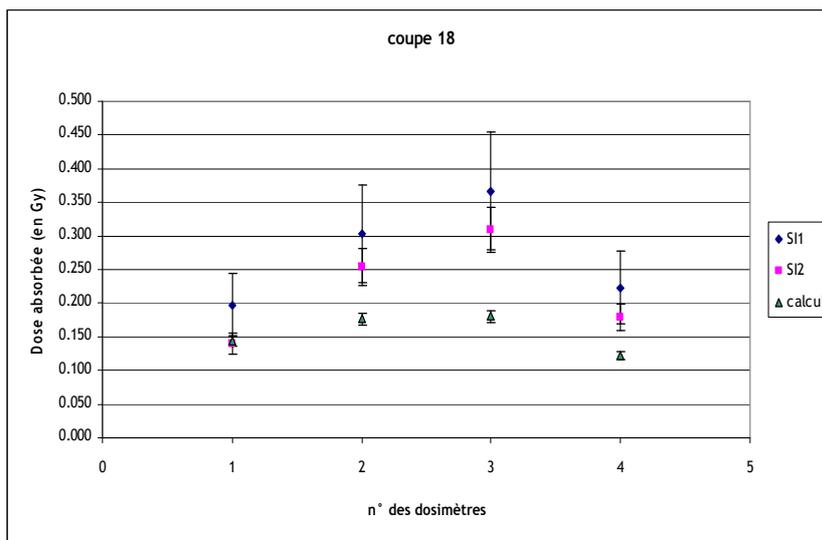
(c)



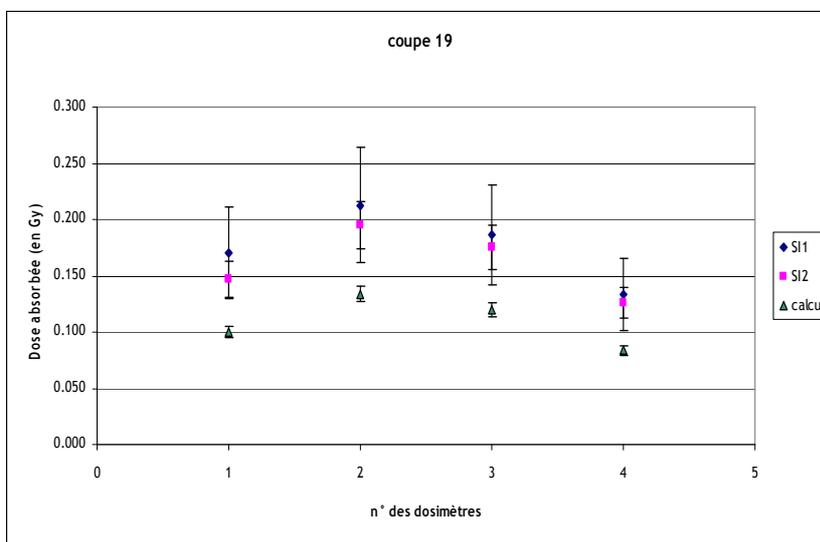
(d)



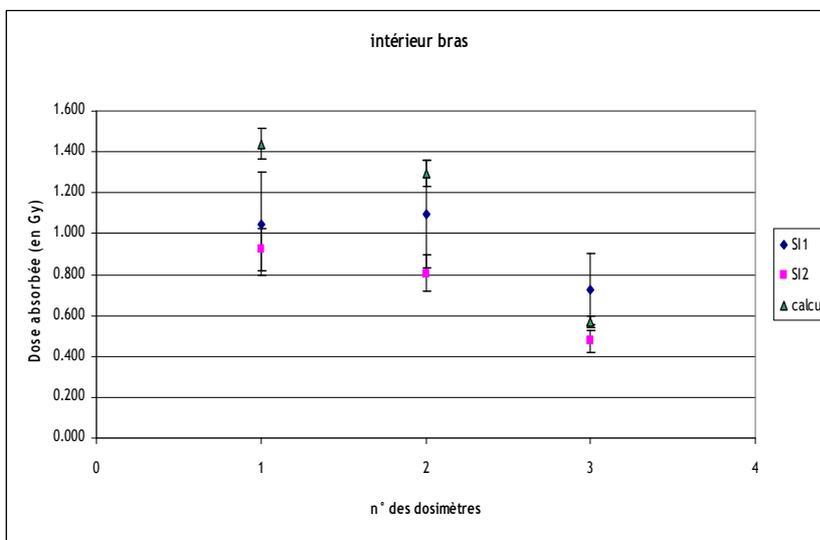
(e)



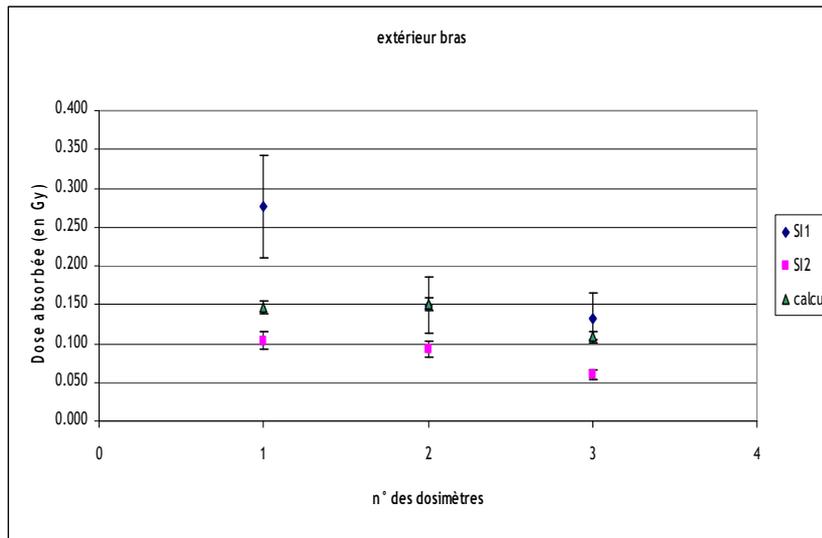
(f)



(g)



(h)



(i)

Figure 4- 25 : Comparaison entre les doses neutrons expérimentales (Si-1 en bleu et Si-2 en rose) et les doses calculées (en vert)

Les doses obtenues par simulations sur les trois coupes en regard de la source (Figure 4- 25, c, d et e correspondant aux coupes 15, 16, et 17) sont en très bon accord avec les doses obtenues expérimentalement. Plus précisément pour les Si-2, les écarts moyens pour les coupes 15, 16 et 17 sont respectivement de 13 %, 11 % et 22 %. L'écart maximal pour l'ensemble des trois coupes est de 38 % et concerne uniquement trois points. En revanche, les différences pour les diodes Si-1 sont plus marquées. L'écart moyen pour les trois coupes se situe aux alentours de 38 %, l'écart maximal pouvant atteindre 67 %. Les doses situées à droite sur la Figure 4- 25 c, d et e correspondent aux doses les plus élevées et concernent les diodes placées à la surface du fantôme (dans l'air). Pour ces trois points des coupes 15, 16 et 17, les écarts observés sont respectivement de 33 %, 14 % et 33 % pour les diodes Si-1 et de 12 %, 12 % et 29 % pour les diodes Si-2.

Ensuite pour les autres coupes, on constate que l'écart entre les doses calculées et mesurées augmente avec la distance en particulier pour les Si-2. En effet, l'écart moyen pour les coupes 13, 14, 18 et 19 (Figure 4- 25, a, b, f et g) est respectivement de 45 %, 26 %, 27 % et 32 % pour les Si-2. On peut également noter que pour les coupes 18 et 19 (Figure 4- 25, f et g), les doses calculées sont systématiquement inférieures aux doses mesurées à la fois par les Si-1 et les Si-2. Compte tenu de la complexité de la dosimétrie neutron en général, ces résultats sont satisfaisants.

Enfin pour les diodes placées à l'intérieur et l'extérieur du bras, les écarts sont en moyenne respectivement de 30 % et 22 % pour les diodes Si-1. Ces observations sont en accord avec les résultats obtenus pour les diodes des coupes 15, 16 et 17 situées à l'extérieur. Pour les Si-2, les écarts obtenus sont de 45 % pour les diodes à l'intérieur du bras et de 62 % à l'extérieur du bras. Compte tenu des résultats obtenus pour ce type de diodes à l'extérieur du fantôme en particulier pour la coupe 17, ces résultats étaient attendus.

Enfin, de manière plus générale, on constate que les doses calculées sont systématiquement en dessous des doses mesurées par les diodes Si-1 à l'exception de deux points situés à l'intérieur du bras. En

revanche, cette distribution n'est pas aussi homogène lorsque l'on compare les calculs aux doses mesurées par les diodes Si-2. En effet, il est observé que pour les coupes 13, 14, 16 et une majorité des points de la coupe 15, les doses calculées sont supérieures aux doses mesurées. Cette observation est aussi vraie pour tous les points situés sur le bras. En revanche, pour les coupes 17, 18 et 19, la tendance s'inverse et les doses calculées sont systématiquement inférieures aux doses mesurées à l'aide des Si-2.

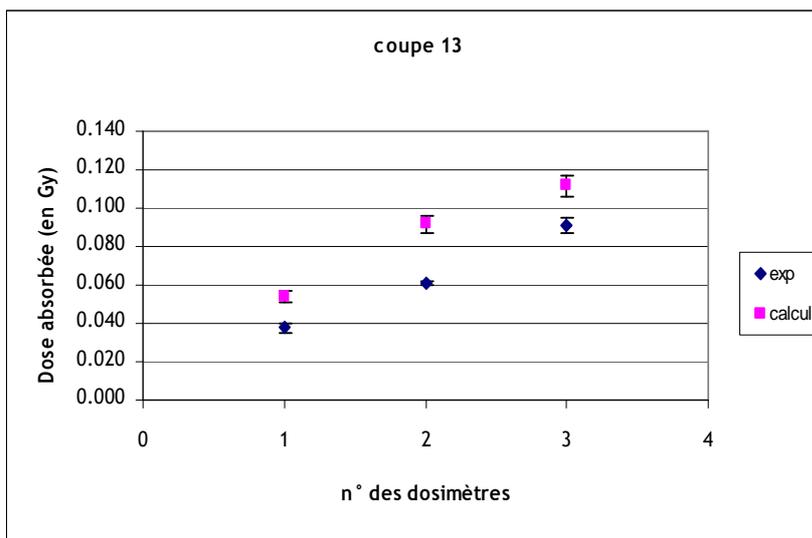
Globalement, nous pouvons estimer que les différences observées sont dues à une différence de positionnement lors de la modélisation des dosimètres dans le fantôme voxélisé car les tendances des courbes sur la Figure 4- 25 sont identiques pour les mesures avec les diodes Si-1, les diodes Si-2 et les résultats de calcul. La difficulté de positionnement est due à la largeur des dosimètres (0.25 cm de rayon) qui est du même ordre de grandeur que la taille des voxels du fantôme (0,28 cm) ce qui signifie que la position du dosimètre et donc la précision du calcul dépend fortement de la résolution du fantôme voxélisé. Enfin, le problème de positionnement des dosimètres peut aussi expliquer les différences observées sur les doses obtenues à l'intérieur du bras (Figure 4- 25 , h). En effet, les dosimètres étant très proches de la source, une légère variation de la distance due à la modification de la posture entraîne alors une variation de la dose compte tenu du fort gradient.

De plus, la limite de détection des diodes Si-1 est à 100 mGy alors que celle des Si-2 est de 10 mGy ce qui peut expliquer certains phénomènes comme des écarts observés pour les doses à l'intérieur et à l'extérieur du bras, les résultats de calcul se trouvant dans les barres d'erreur à la limite de détection des diodes Si-1.

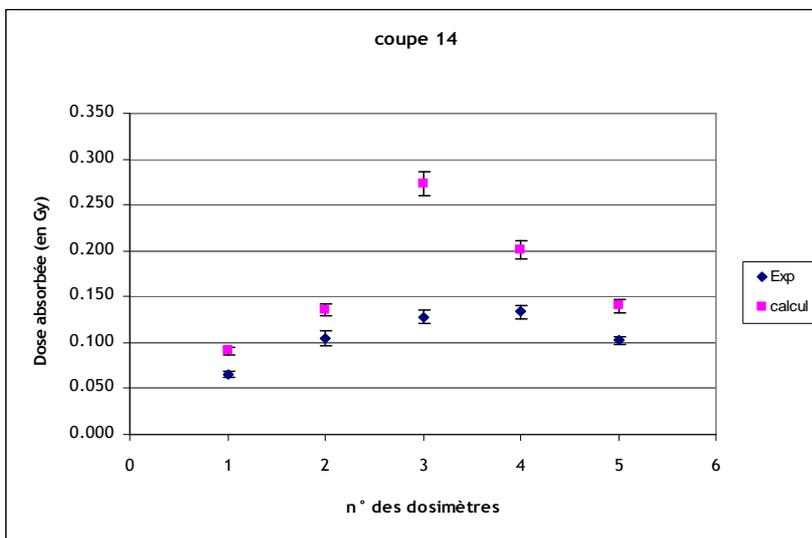
Enfin, les écarts et les tendances observées en particulier pour les diodes Si-2 peuvent également s'expliquer par une différence de positionnement de la source entre la modélisation et l'expérience. En effet, lors de cette dernière, le repérage de la position de la source a été réalisé avec une source leurre. Le leurre a ensuite été retiré puis remplacé par la véritable source à l'aide d'un manche télescopique. Lors de cette opération, un décalage a pu se produire. Nous avons volontairement laissé la source dans la position initiale pour la modélisation et nous n'avons pas souhaité réaliser de nouvelles modélisations en déplaçant la source afin de nous mettre dans les conditions réelles d'une reconstitution d'accident. Toutefois, lors d'une expérience similaire, présentée dans l'annexe 3, ayant eu lieu dans les mêmes conditions mais avec un nombre de dosimètres moins important, nous avons ajusté pas à pas la position de la source dans la modélisation et nous avons alors mis en évidence que les doses expérimentales et calculés étaient très proches.

4.1.3.2.2 La distribution de dose due aux photons

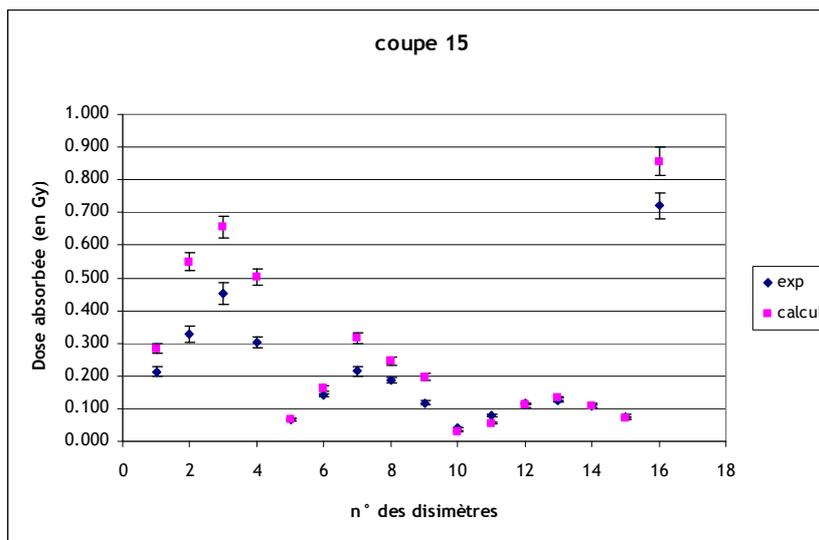
La Figure 4- 26 présente les doses photons expérimentales ainsi que les doses absorbées dues aux photons calculées dans chaque coupe du fantôme ainsi qu'à l'intérieur et l'extérieur du bras. L'incertitude finale sur les doses mesurées provient de l'incertitude sur la dispersion des résultats, de l'incertitude sur l'étalonnage et de l'incertitude sur la lecture. L'incertitude est donnée à un écart-type.



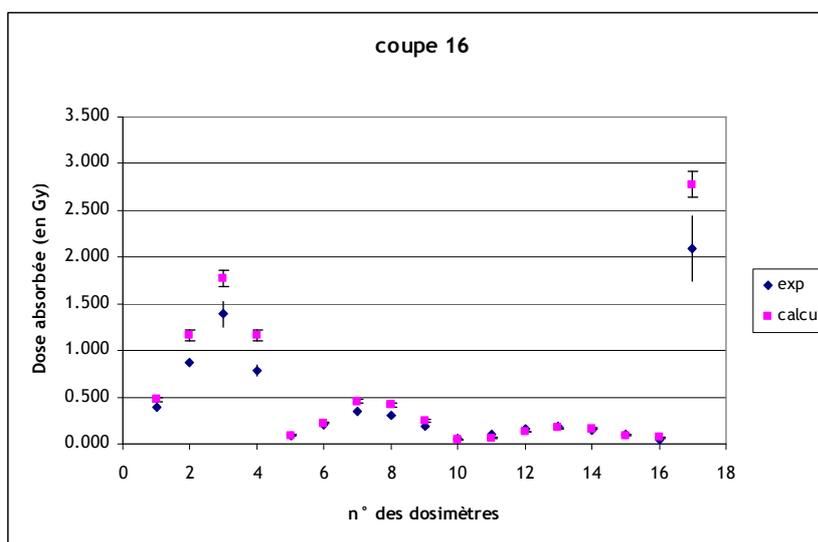
(a)



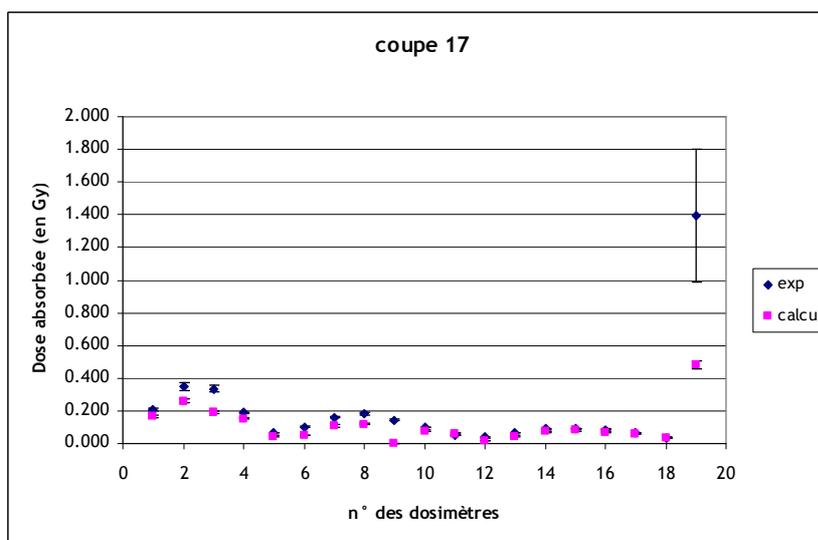
(b)



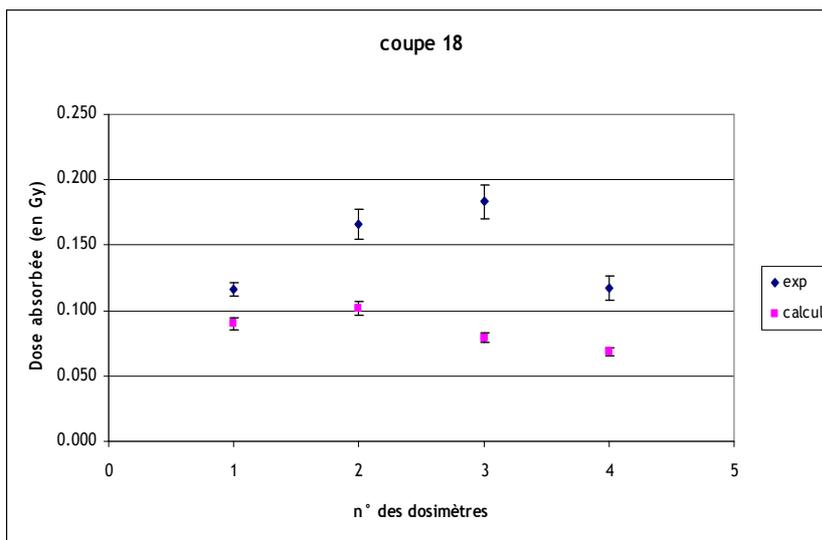
(c)



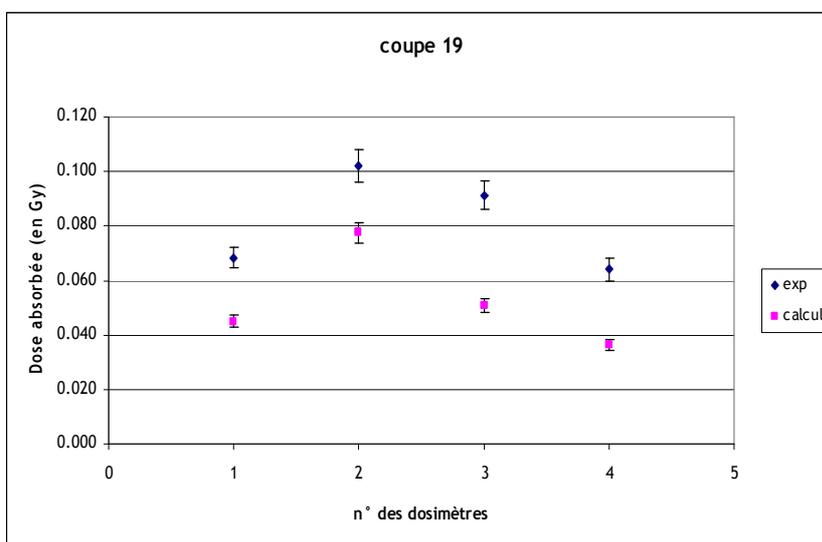
(d)



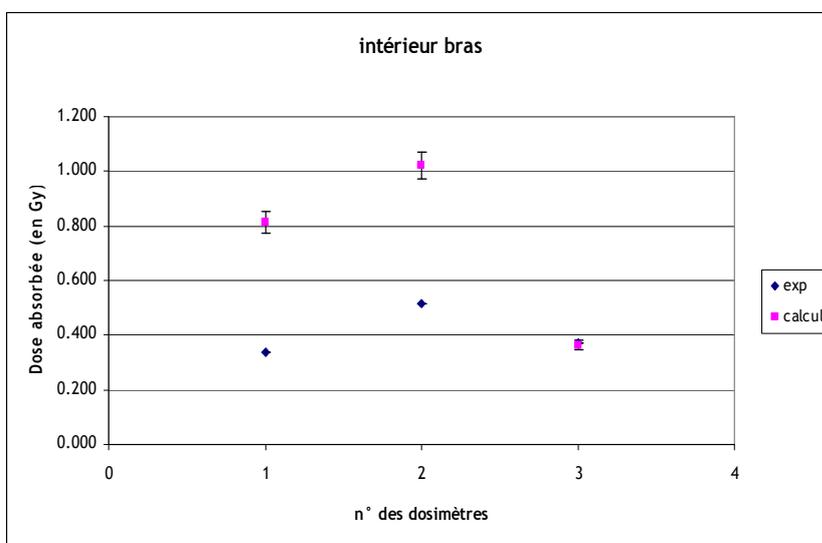
(e)



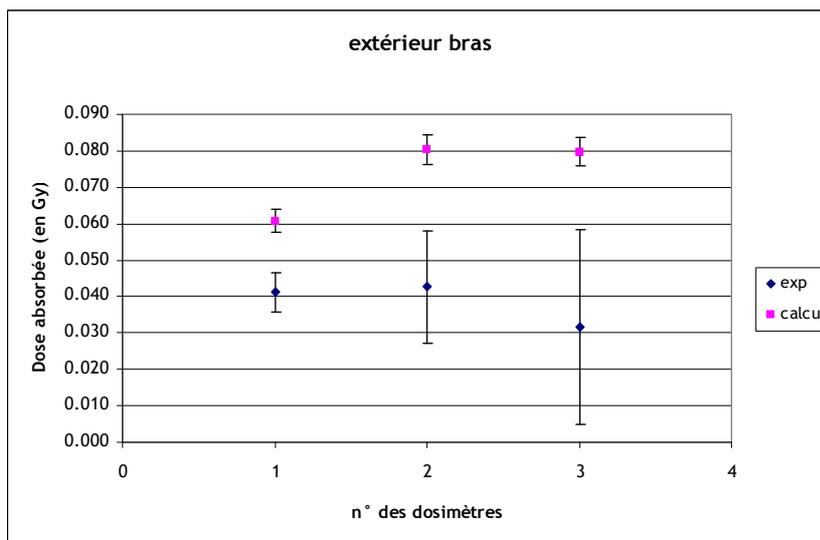
(f)



(g)



(h)



(i)

Figure 4- 26 : Comparaison entre les doses photons expérimentales (en bleu) et calculées (en rose)

Les doses obtenues par calcul sur les trois coupes en regard de la source (Figure 4- 26, c, d et e) sont en bon accord avec les mesures. En effet, les écarts moyens sur ces trois coupes sont respectivement de 29 %, 24 % et 28 % et l'écart maximal observé de 68 % concerne uniquement quatre points. De même que pour les doses en neutrons, le point situé le plus à droite sur les figures c, d et e correspond au point situé à l'extérieur des coupes. Pour ces points, les écarts sont de 19 % pour la coupe 15, 33 % pour la coupe 16 et 65 % pour la coupe 17. Enfin, on observe que les doses calculées sont supérieures aux doses expérimentales sur les coupes 15 et 16 alors que l'inverse est observé pour la coupe 17.

Sur les autres coupes, on observe un écart moyen de 39 %. Plus précisément, pour les coupes 13, 14, 18 et 19 (Figure 4- 26, a, b, f et g), les écarts observés sont respectivement de 39 %, 42 %, 40 % et 36 % avec un écart maximal atteint pour la coupe 18 égal à 57 %. Nous pouvons aussi observer que les doses calculées sur les coupes 13 et 14 sont systématiquement supérieures aux doses expérimentales et à l'inverse que les doses calculées sur les coupes 18 et 19 sont quant à elles systématiquement inférieures aux doses expérimentales.

Enfin pour les doses situées à l'intérieur et l'extérieur du bras (Figure 4- 26, h et i), les écarts moyens observés entre le calcul et la mesure sont respectivement de 37 % et 52 % avec une majoration systématique des doses calculées par rapport aux doses expérimentales

De manière générale, les doses simulées sont en bon accord avec les doses obtenues expérimentalement. Plus particulièrement, sur les coupes 15, 16 et 17, les écarts de doses pour les points proches de la source sont explicables par la proximité de la source et au gradient de dose important dans ces zones. Dès lors, une faible variation sur la position du dosimètre simulé va se traduire par une grande variation de la dose calculée ce qui est d'autant plus vrai pour les points qui sont directement en contact avec la source. Cette remarque est aussi juste pour les dosimètres simulés situés à l'intérieur du bras d'autant plus que ces dosimètres ont été placés au plus proche de la réalité, c'est-à-dire à l'oblique et parallèles à la surface du bras (Figure 4- 27).

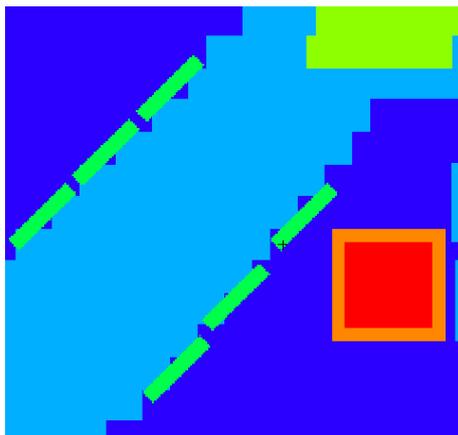


Figure 4- 27 : Position des dosimètres (en vert) sur le bras en regard de la source (en rouge)

D'autre part, la surestimation du calcul par rapport à la mesure sur les coupes 13, 14, 15 16 et sur le bras ainsi que la sous-estimation du calcul par rapport à la mesure sur les coupes 17, 18 et 19 tendent à faire penser que la position de la source dans la modélisation est légèrement différente du modèle expérimental. Cette constatation est identique à celle déjà mise en évidence par les résultats obtenus pour les neutrons et entraîne les mêmes remarques.

4.1.3.3 Conclusion

Les différents calculs de doses présentés pour les neutrons et les photons sont comparables aux doses expérimentales. Les écarts et les tendances observés s'expliquent principalement par un décalage dans le positionnement de la source entre la modélisation et le modèle expérimental.

Lors d'un accident, de nombreuses incertitudes demeurent (temps d'exposition, position de la source, etc). Dès lors, en tenant compte de ces éléments et des résultats que nous avons obtenus, la nouvelle implémentation est validée comme pouvant être un outil opérationnel en cas d'accident.

Toutefois, il est à noter que les modifications de posture des bras et des jambes du fantôme Rando Alderson voxélisé sont grandement facilitées par la présence d'un système de pivot à chaque articulation du fantôme physique. Aussi, lors de la voxélisation du fantôme, au moment du contourage, nous avons pu séparer le bras de l'avant-bras et le mollet de la cuisse, comme illustré sur la Figure 4- 28. Ceci a permis de facilement modifier la position des différents membres à l'aide de rotations. Cette délimitation simple des articulations est impossible dans le cas d'un fantôme voxélisé réalisé à partir d'images tomographiques d'un véritable patient. Une seconde étape de validation a donc été nécessaire afin de tester la nouvelle fonctionnalité dans ce cas précis.

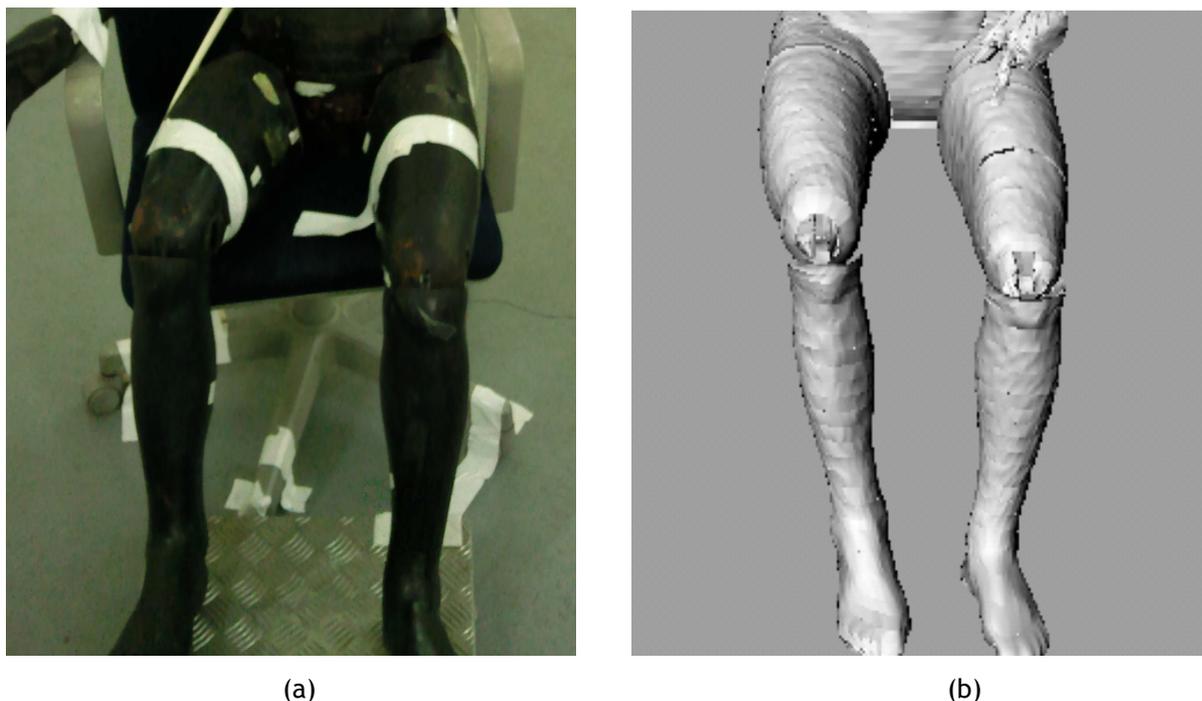


Figure 4- 28 : Articulation du genou du fantôme Rando-Alderson physique (a) et NURBS (b)

4.2 L'application au cas réel

La dernière étape de ce travail a consisté à utiliser la nouvelle fonctionnalité afin de créer un fantôme voxélisé modifié à partir d'images tomодensitométriques d'un véritable patient. Dans un premier temps, nous avons réalisé un fantôme NURBS à partir de l'examen scanner d'une patiente. A partir de ce fantôme, nous avons ensuite créé deux fantômes voxélisés : le premier sans modification de posture et le second avec le bras levé. Enfin, nous avons procédé à des comparaisons géométriques entre les différents fantômes réalisés à partir de cet examen afin de valider la nouvelle fonctionnalité pour des images provenant d'une personne réelle.

4.2.1 La construction des fantômes voxélisés

4.2.1.1 La segmentation sous ISOgray

Les fantômes voxélisés utilisés dans cette étude ont été créés à partir d'une série d'images issues d'un examen scanner effectué sur une femme pesant 66 kg pour 1,65 m. L'examen que nous avons utilisé va du haut du crâne de la patiente jusqu'aux genoux sur un total de 170 coupes ayant chacune une épaisseur de 0,5 cm.

Afin d'avoir un fantôme voxélisé le plus réaliste possible, nous avons contouré, à l'aide du TPS ISOgray, plusieurs structures dont les plus importantes dans le cadre de notre étude sont l'os, les poumons, le tissu mou (Figure 4- 29).

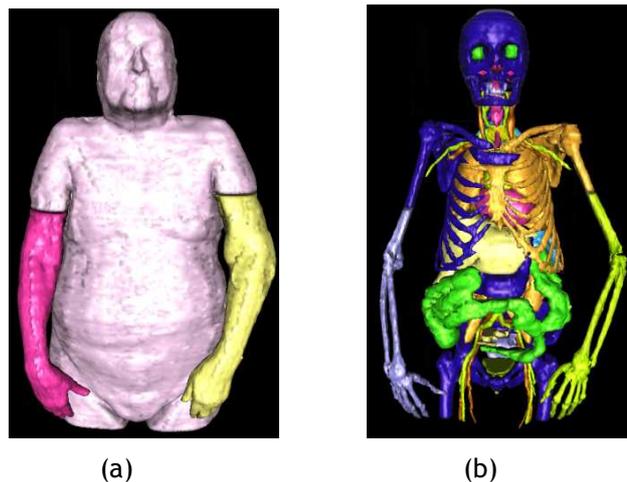


Figure 4- 29 : Visualisation 3D sous ISOgray du contourage du contour externe (a) et des différents contours internes (b)

Enfin, comme décrit dans le chapitre 3, nous avons exporté les différents contours des structures vers SESAME afin de les convertir en fichier de points lisibles par Rhinocéros®. Dans un second temps ces fichiers de points ont à leur tour été exportés vers Rhinocéros® afin de construire le fantôme NURBS.

4.2.1.2 Les fantômes voxélisés du patient créés avec la nouvelle fonctionnalité

A partir des fichiers de points issus de SESAME, nous avons dans un premier temps procédé à la construction du fantôme NURBS. Pour cela, comme décrit précédemment, chaque groupe de points appartenant à un même contour d'une même structure a été relié à l'aide d'une courbe puis chaque courbe a été reliée aux autres pour former les surfaces NURBS. La Figure 4- 30 présente la visualisation du fantôme NURBS sous Rhinoceros®.

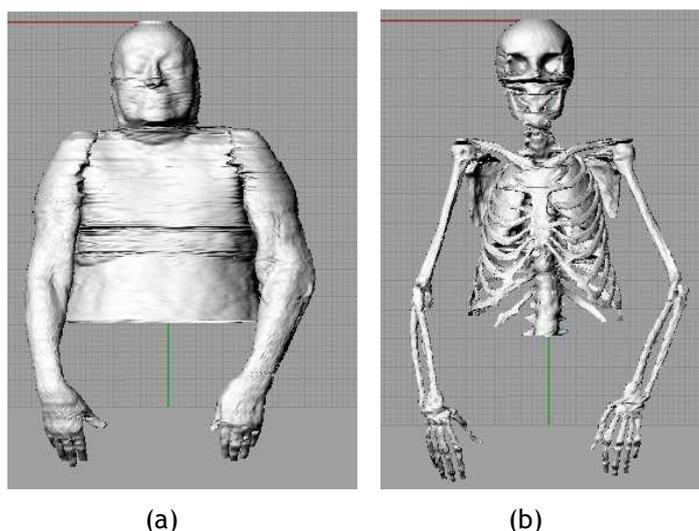


Figure 4- 30 : Visualisation 3D sous Rhinoceros® du tissu mou(a), de l'os et des poumons (b)

A partir du fantôme NURBS, nous avons créé deux fantômes voxélisés. Le premier est directement issu des contours du fantôme NURBS sans que la posture soit transformée. Le second fantôme est un

fantôme voxélisé que nous avons créé après avoir modifié la posture du fantôme NURBS. Pour cela, une série de transformations a été appliquée afin de modifier la position du bras. Compte tenu des modifications déjà effectuées sur le fantôme NURBS représentatif du fantôme physique Rando-Alderson, nous avons choisi de modifier la position du bras de ce nouveau fantôme en se basant sur ces modifications (paragraphe 4.1.3.1.2.2).

Comme pour la modification lors du travail sur le fantôme Rando-Alderson, un certain nombre de calques ont été définis en fonction des besoins. Pour le squelette, cinq calques ont été définis : le tronc (incluant le crâne), le bras droit, la main droite, le bras gauche et la main gauche. De même, pour la structure tissu mou, trois calques ont été définis : le tronc (incluant le crâne), le bras droit et le bras gauche. De plus, un dernier calque a été défini pour les poumons (Figure 4- 31).

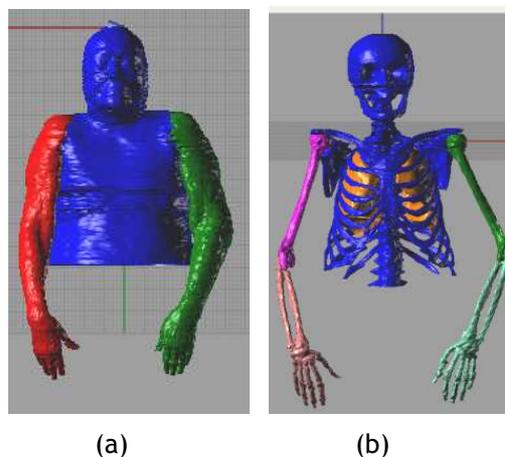


Figure 4- 31 : Calques pour le tissu-mou (a), l'os (b) et les poumons (b, en orange)

La modification de la position du bras s'est déroulée en trois étapes.

Dans un premier temps, les calques du squelette « bras gauche » et « main gauche » ont subi une rotation afin de les placer en position levée. Ces rotations ont été faites en deux temps selon deux plans perpendiculaires.

Ensuite, le tissu mou du bras gauche a été recalé sur l'os. Pour cela, nous avons tout d'abord appliqué une rotation au calque du tissu mou « bras gauche » puis nous avons utilisé un outil de torsion disponible dans Rhinocéros® pour superposer dans les trois dimensions, l'avant bras gauche au calque du squelette « main gauche » préalablement positionné (Figure 4- 32).

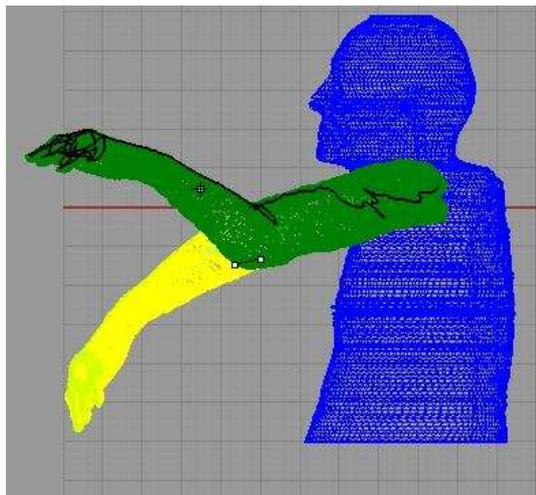


Figure 4- 32 : Courbure du bras gauche

Cette transformation a fait apparaître un décalage entre l'avant-bras en tissu mou et l'avant-bras de l'os. Nous avons donc utilisé le système des cages de déformations pour corriger ce problème et modifié la forme du tissu mou de l'avant-bras afin qu'il se superpose correctement à l'os de l'avant-bras (Figure 4- 33).

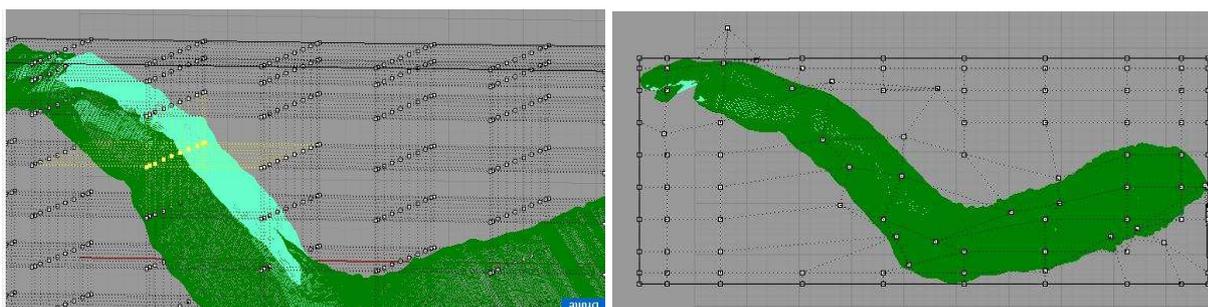


Figure 4- 33 : Recalage du bras par une cage de déformation

Suite aux différentes transformations, nous avons obtenu un fantôme NURBS dans une nouvelle position (Figure 4- 34).

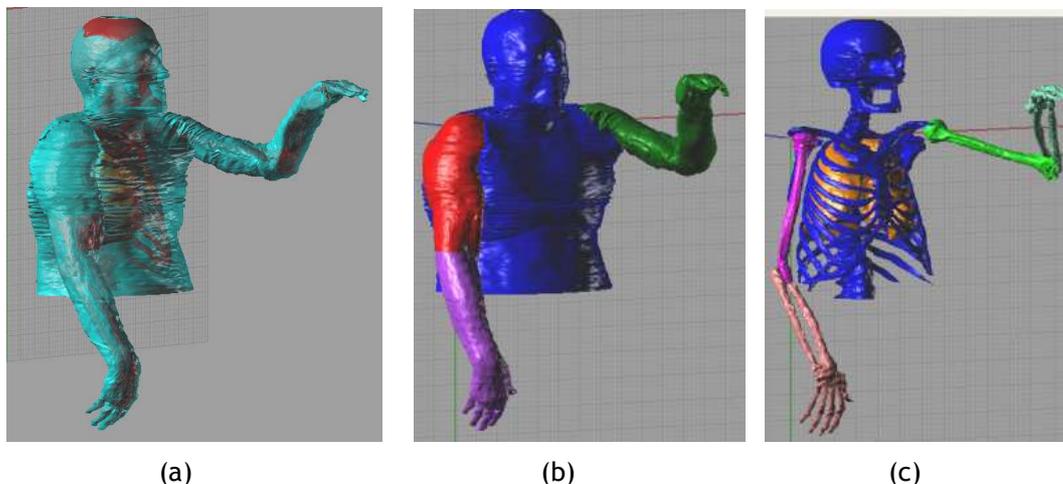


Figure 4- 34 : Fantôme NURBS complet et modifié en transparence (a), tissu mou (b), squelette et poumons (c)

Les trois fichiers correspondant aux contours des trois structures (tissu mou, squelette et poumon) du fantôme NURBS modifié ont été importés dans SESAME et le fantôme voxélisé modifié de la patiente a été construit (Figure 4- 35). Pour pouvoir quantifier de façon simple les variations de volume du bras avant et après la transformation, nous avons, avant la voxélisation, défini des structures spécifiques pour l'os et le tissu mou du bras gauche modifié.

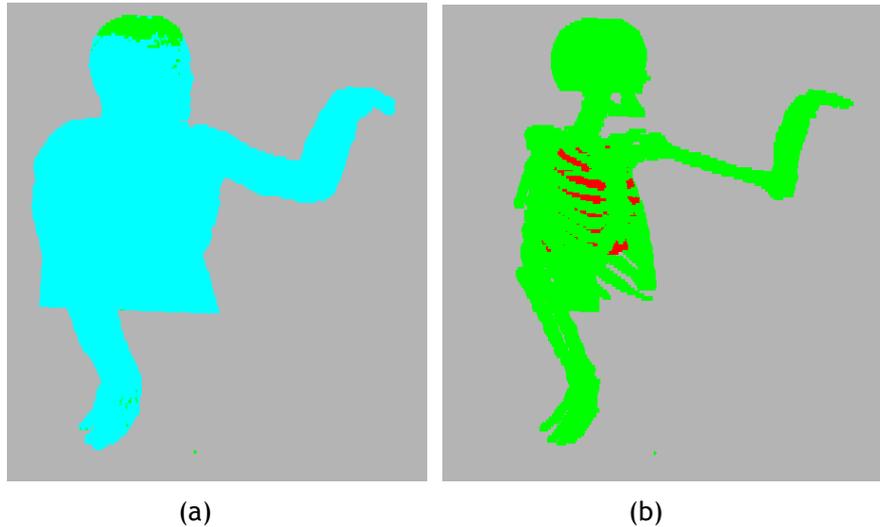


Figure 4- 35 : Fantôme voxélisé modifié avec la structure tissu mou (a) et les structures os et poumons (b)

4.2.2 Etude de l'influence des modifications

Pour étudier l'impact des modifications apportées au fantôme voxélisé modifié, nous avons comparé différents éléments géométriques. Dans un premier temps, nous avons comparé les coupes du fantôme voxélisé de la patiente sans modification de posture à celle issues de l'examen tomodensitométrique afin de nous assurer que la construction du fantôme NURBS ne modifiait pas la taille des structures. Ensuite, nous avons comparé le fantôme NURBS de la patiente avant et après modification de la posture afin d'évaluer les différences induites par les transformations.

4.2.2.1 Comparaison entre les images tomodensitométriques et le fantôme voxélisé sans modification de posture

Pour ces comparaisons nous avons choisi trois coupes : la coupe n°162 située au niveau du sommet du crâne, et les coupes n°103 et n°90 situées au niveau du tronc (Figure 4- 36). Sur chacune d'entre elles, nous avons mesuré la taille selon x et selon y des structures composées de tissu mou, des structures composées d'os et selon les coupes des poumons (Tableau 4- 5).

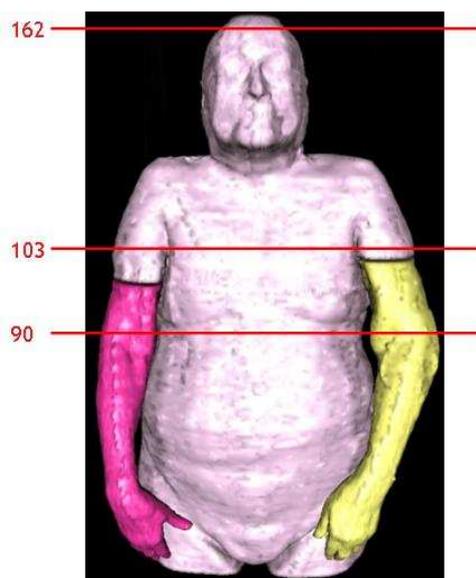


Figure 4- 36 : Position des coupes d'intérêt choisies pour comparer les différentes structures

Tableau 4- 5 : Résultats bruts des différentes tailles de structures comparées entre les coupes issues d'ISOgray et les coupes équivalentes du fantôme voxelisé sans modification de posture ainsi que la variation (en cm) par rapport aux images sous ISOgray.

dimensions X et Y (en cm)	ISOgray		Fantôme voxelisé sans modification de posture	
	X	Y	X	Y
<i>Sur la coupe 162 :</i>				
os	5,87	7,97	6,03 (+0,16)	7,55 (-0,42)
tissu mou	6,40	8,36	6,24 (-0,16)	8,13 (-0,23)
<i>sur la coupe 103 :</i>				
tronc	30,65	19,39	28,74 (-1,91)	18,99 (-0,40)
bras droit: tissu mou	6,97	9,88	8,52 (+1,55)	7,30 (-2,58)
os	2,14	2,18	2,13 (-0,01)	2,53 (+0,35)
bras gauche : tissu mou	9,18	9,13	8,26 (-0,92)	9,67 (-0,54)
os	2,17	2,09	2,43 (+0,26)	2,13 (+0,04)
poumons droit	5,94	12,26	5,67 (-0,27)	11,90 (-0,36)
poumons gauche	4,65	12,42	4,31 (-0,34)	11,69 (+0,73)
<i>sur la coupe 90 :</i>				
tronc	40,08	21,92	40,51 (+0,43)	22,16 (+0,24)
bras droit: tissu mou	7,94	10,07	7,51 (-0,43)	10,10 (+0,03)
os	2,06	2,15	2,58 (+0,52)	2,11 (+0,04)
bras gauche : tissu mou	8,48	10,5	8,61 (+0,13)	10,91 (+0,41)
os	2,44	2,26	2,18 (-0,26)	2,18 (+0,08)
poumons droit	7,72	13,32	7,8 (+0,08)	13,07 (+0,25)
poumons gauche	5,71	10,6	5,26 (-0,45)	11,57 (-0,97)

On observe que les mesures de distances prises entre les coupes issues d'ISOgray et les coupes issues du fantôme voxélisé sont concordantes. Les faibles écarts obtenus entre les mesures proviennent tout d'abord de la qualité des images tomodynamométriques qui peuvent parfois laisser apparaître des artefacts ou une mauvaise définition du contour d'une structure. Ensuite, la définition de résolution du fantôme voxélisé peut aussi induire des erreurs au moment de la mesure. C'est le cas de façon plus marquée pour le tissu mou avec un écart de 1,91 cm et pour le bras droit avec un écart de 2,58 cm car comme le montre la Figure 4- 37, il est difficile sur la coupe scanner de bien déterminer les dimensions du bras. Cependant, les distances totales (bras et tissu mou) selon x sur la coupe scanner et la coupe équivalente du fantôme voxélisé sont identiques, ce qui nous permet de conclure qu'il n'y a pas eu de modifications trop significatives concernant la taille globale du fantôme.

Ces séries de mesures nous ont donc permis de vérifier que le fantôme NURBS de la patiente correspondait, géométriquement, à l'examen scanner.

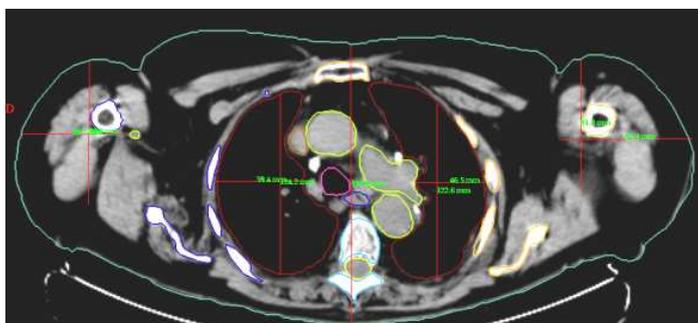


Figure 4- 37 : Coupe 103 de l'examen scanner

4.2.2.2 Comparaison entre le fantôme voxélisé sans modification de posture et le fantôme voxélisé avec modification de posture

Pour cette étude, nous avons choisi de comparer les volumes totaux des structures à la place de distances prises sur des coupes. En effet, compte tenu des déformations appliquées, il n'est plus possible de comparer les distances coupe par coupe comme l'illustre la Figure 4- 38 qui montre bien la différence de géométrie entre le bras en position tendu le long du corps et le bras plié.

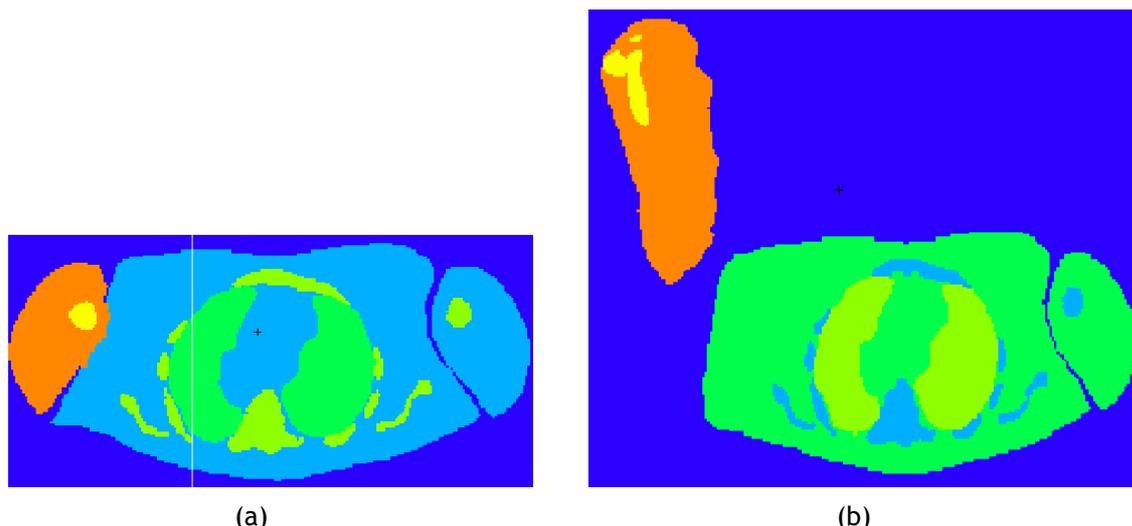


Figure 4- 38 : Coupe n° 103 issu du fantôme voxélisé sans (a) et avec (b) modification de posture

Nous avons donc choisi de comparer les volumes suivants :

- Le volume du tissu mou du bras gauche
- Le volume de l'os du bras gauche
- Le volume du tissu mou du reste du fantôme
- Le volume de l'os du reste du fantôme
- Le volume des poumons

Les résultats bruts sont présentés dans le Tableau 4- 6.

Tableau 4- 6 : Résultats bruts des comparaisons de volumes entre les fantômes voxélisés sans et avec modification de posture ainsi que les variations (*en %*) par rapport au fantôme sans modification de posture

volume (en cm ³)	Fantôme voxélisé sans modification de posture ⁽¹⁾	Fantôme voxélisé avec modification de posture ⁽²⁾
Tissu mou - Bras gauche	2 794	2 138 (-23,50%)
Os - Bras gauche	380	356 (-6,45%)
Tissu mou restant	21 621	22 429 (+3,73%)
Os restant	4 351	4 432 (+1,86%)
Poumons	1 986	2 006 (+0,98%)

⁽¹⁾ Volume d'un voxel = 21,6 mm³ ⁽²⁾ Volume d'un voxel = 29,8 mm³

On constate d'après ces résultats qu'il existe une variation des volumes de l'os et du tissu mou du bras gauche. Cependant, le volume total de tissu mou avant et après la transformation reste constant, respectivement 24 415 cm³ pour 24 567 cm³. Il en va de même pour l'os, avec 4 731 cm³ avant la transformation et 4 788 cm³ après la transformation.

La différence de 23,5 % obtenu pour le tissu mou du bras gauche est directement imputable aux différentes transformations appliquées. Après une série de vérifications et de tests (voxélisation du bras seul), nous avons pu constater que sur les 23,5 % environ 16 % était dû directement à la modification de posture. D'une part le mouvement de l'épaule entraîne une superposition du tissu mou du bras et du torse. D'autre part, la modification de la position du bras avec des transformations non rigides (courbure du bras et cage de transformation) entraîne une variation du volume. Cette explication explique aussi la variation du volume d'os du bras avec une superposition des os au niveau du coude lors de la voxélisation. Cependant, les différences observées ne sont pas significatives pour la reconstitution numérique d'accident.

4.2.2.3 Conclusion

L'application de la nouvelle fonctionnalité à un cas réel a permis d'identifier les étapes critiques pour la création des nouveaux fantômes voxélisés. Cependant, nous pouvons considérer que la nouvelle implémentation est validée pour l'application dédiée aux accidents. De plus, cela a permis de tester un certain nombre d'outils disponibles dans Rhinocéros® tels que les outils de rotation, de translation, de courbure ainsi que les cages de déformation et les calques pour la modification de fantôme et de mettre au point un protocole optimisé de modification de posture utilisable lors d'un accident radiologique. Enfin, pour une personne ayant une bonne connaissance des différents outils (TPS, SESAME, Rhinocéros®), le temps pour la construction d'un fantôme NURBS à partir d'images tomodensitométriques, pour la modification de posture du fantôme NURBS et pour la création d'un fantôme voxélisé a été évalué à deux jours ce qui tout a fait acceptable dans le cas d'un accident radiologique.

4.3 Conclusion

La nouvelle fonctionnalité implémentée dans SESAME ainsi que l'utilisation des fantômes NURBS pour la reconstitution d'accident a donc été validée aussi bien pour une géométrie simple avec le fantôme Rando-Alderson, que pour une géométrie complexe avec un cas réel de patient. Ces différentes validations ont permis de montrer que les transformations n'induisaient pas de modifications importantes en termes de géométrie ni en termes d'évaluation de dose mais qu'un soin particulier devait cependant être apporté lors des modifications de posture avec le fantôme NURBS.

La nouvelle fonctionnalité, permet donc à ce jour de prendre en compte, si nécessaire la position et la morphologie de la victime au moment de l'accident toujours dans cet objectif de fournir à l'équipe médicale une évaluation de la dose la plus précise possible dans un temps raisonnable.

Chapitre 5 : Etude de faisabilité pour la reconstitution de dose lors d'accident en radiothérapie externe

Dans les chapitres 5 et 6, nous abordons un nouvel aspect des accidents radiologiques qui concerne les accidents en radiothérapie externe. L'analyse du besoin en termes d'expertise dosimétrique pour les accidents de ce type survenus ces dernières années, a montré que l'outil SESAME n'était pas adapté à ce genre de demande. Il a alors été envisagé d'implémenter une nouvelle fonctionnalité pouvant répondre à ce type d'accident. Pour cela, une étude de faisabilité a été initiée dans le cadre de ce travail de thèse. Dans ce chapitre, après avoir décrit les particularités des accidents en radiothérapie externe ainsi que les différentes difficultés liées à une reconstitution dosimétrique numérique dans ce contexte, une modélisation et la validation d'un accélérateur linéaire médical utilisé en radiothérapie seront présentées.

5.1 Contexte

5.1.1 Les accidents de radiothérapie externe

Les accélérateurs linéaires utilisés pour la radiothérapie externe sont des machines qui deviennent au fil des années de plus en plus sophistiquées et complexes. De ce fait, lors d'un accident, il peut être difficile de réaliser une reconstitution uniquement avec les données du traitement.

Dans certains cas, c'est l'erreur humaine qui est à l'origine de l'accident comme en 2000, au Panama, où un ajout manuel d'écrans dans le faisceau incident afin de réduire le champ d'irradiation a entraîné la surexposition de 28 patients et le décès de deux d'entre eux [IAEA, 2001]. En effet, cet ajout d'écrans supplémentaires n'était pas autorisé par le logiciel de planification de traitement et a entraîné une augmentation de la dose au moment du calcul avec certaines doses pouvant atteindre 120 Gy à l'intestin.

A Lyon, en 2004, c'est une confusion entre les millimètres et les centimètres pour la dimension du champ d'irradiation qui a entraîné la surexposition d'une patiente traitée pour une pathologie grave non cancéreuse [ASN, 2006].

Dans d'autres cas, c'est un dysfonctionnement de l'accélérateur linéaire qui a provoqué l'accident. Un tel scénario s'est produit à Saragosse (Espagne) en 1990 [Esco *et al.*, 1993] et à Bialystok (Pologne) dix ans plus tard [IAEA, 2004]. Une panne électrique survenue lors d'une séance de traitement, a endommagé l'appareil au moment de sa remise en marche. Dans les deux cas, la dose affichée sur le tableau de contrôle ne correspondait plus à la dose réellement délivrée aux patients et les corrections manuelles apportées pour rectifier les doses ont conduit à les augmenter très fortement sans que le logiciel de planification de traitement ne détecte l'anomalie. Ces dysfonctionnements ont été

découverts suite aux complications graves (lésions et érythèmes) apparues après les traitements sur les patients.

Bien souvent, les seuls outils disponibles pour estimer la dose réellement reçue par les patients suite aux accidents survenant en radiothérapie externe sont les systèmes de planification de traitement. Les exemples précédents mettent en évidence plusieurs problèmes pour reconstituer la dose des patients victimes d'accidents radiologiques à l'aide des systèmes de planification de traitement actuellement disponibles. Tout d'abord, pour certains accidents, il est impossible de reconstituer l'accident à l'aide du TPS car le dysfonctionnement n'est pas simulable. Ce fut notamment le cas pour l'accident de Lyon où il était impossible de modéliser l'irradiation exotique résultant de l'erreur de champ. Ensuite, lorsqu'il s'agit d'estimer la dose aux organes sensibles situés à distance du champ, bien souvent les modèles mathématiques implémentés dans les TPS ne le permettent pas. Enfin, lorsque la reconstitution est possible avec un TPS, il peut également être intéressant d'avoir un outil de calcul indépendant permettant une double vérification du calcul notamment pour des configurations où les algorithmes de calcul des TPS sont peu performants (présence de fortes hétérogénéités par exemple).

5.1.2 La problématique de la reconstitution numérique d'accident dans le cas de la radiothérapie externe

Afin de répondre à une nouvelle demande pour la reconstitution d'accidents en radiothérapie externe suite en particulier à l'accident d'Epinal, le LDRI a donc envisagé de mettre en place une nouvelle fonctionnalité dans l'outil SESAME. L'objectif d'une telle fonctionnalité serait de pouvoir avoir un outil pouvant modéliser l'accélérateur impliqué dans l'accident en utilisant le code de calcul Monte Carlo MCNPX pour calculer la dose réellement délivrée au patient au niveau du volume cible mais surtout au niveau des organes sensibles situés à proximité. Cette méthodologie viendrait en complément des calculs réalisés à l'aide d'un TPS et permettrait d'avoir accès à des données que le TPS ne peut pas fournir précisément comme des doses aux interfaces ou bien des doses situées à distance du champ.

Dans cet objectif, une étude de faisabilité pour un nouveau type de fonctionnalité a été initiée. L'approche adoptée est de modéliser avec MCNPX un accélérateur linéaire médical que nous validons à l'aide de données expérimentales. Puis dans un second temps, nous étudions les différentes possibilités pour rendre cette modélisation plus simple à mettre en place mais aussi les différents outils disponibles afin de réduire les temps de calcul des simulations.

5.2 Modélisation d'un accélérateur linéaire médical

Dans cette partie, après la présentation de l'accélérateur linéaire utilisé dans cette étude, la modélisation de l'accélérateur est exposée. La suite est consacrée à la description de la méthodologie utilisée pour valider la modélisation.

5.2.1 Présentation du Clinac 2100C

Nous avons opté pour la modélisation du Clinac 2100C qui est un accélérateur linéaire médical construit par la société Varian très répandu dans les centres de radiothérapie. Nous nous intéressons dans cette étude plus particulièrement aux modèles du Clinac 6 MV dans un premier temps puis au 25 MV dans un second temps (chapitre 6) en mode photons.

Le fonctionnement du Clinac 2100C en mode photons est le suivant (Figure 5- 1). Le faisceau d'électrons est tout d'abord accéléré puis projeté sur une cible de numéro atomique élevé afin de produire des photons X de freinage. Du fait de ce rayonnement, le spectre des photons est un spectre continu compris entre 0 et l'énergie maximale des électrons incidents ; l'énergie nominale d'un faisceau de photons s'exprime en MV (valeur maximale du champ électrique accélérateur de haute fréquence). Ces rayons X sont ensuite filtrés et collimatés à l'aide de différents accessoires pour obtenir un faisceau de la taille et d'énergie voulues. La première collimation se fait à l'aide d'un collimateur primaire à la sortie duquel une fenêtre de béryllium est placée afin de filtrer les rayons X de faible énergie. Ensuite le cône égalisateur permet d'uniformiser la dose au niveau du champ d'irradiation. Une série de chambres d'ionisation est placée derrière le cône égalisateur afin de contrôler la dose délivrée au patient et de stopper l'irradiation lorsque la dose prescrite est atteinte. Enfin, deux paires de mâchoires mobiles, appelées mâchoires supérieures et inférieures, permettent de définir la taille du champ d'irradiation de forme parallélépipédique. Il est possible aussi de créer des champs plus complexes à l'aide de collimateurs multilames (MLC- Multi-Leaf Collimator). Composés, par exemple, d'une série de 120 lames de tungstène juxtaposées pouvant se mouvoir indépendamment les unes des autres, les MLC peuvent ainsi donner la conformation souhaitée.

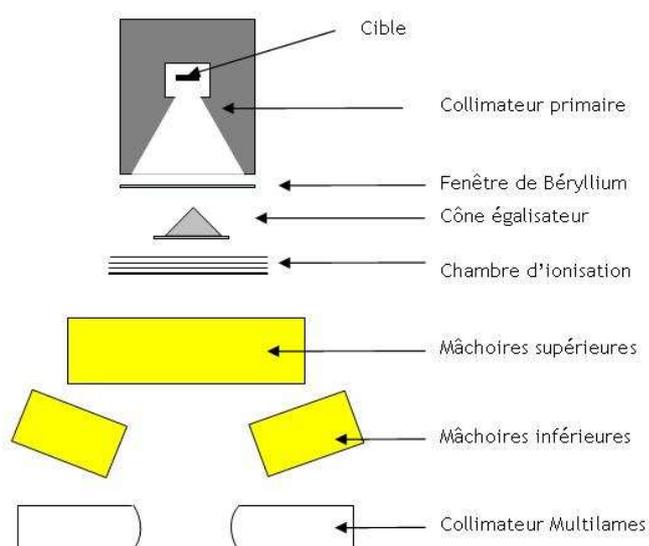


Figure 5- 1 : Coupe d'un accélérateur linéaire Clinac 2100C

5.2.2 La modélisation de la tête du Clinac 2100C 6 MV

A partir des données géométriques fournies par le constructeur Varian, nous avons réalisé une modélisation par le code de calcul MCNPX de la tête d'irradiation du Clinac 2100C pour une tension d'accélération de 6 MV. Pour notre étude, la modélisation a porté uniquement sur la cible, le collimateur primaire, la chambre de béryllium, le cône égalisateur, les chambres d'ionisation et les mâchoires supérieures et inférieures (Figure 5- 2), le reste de l'accélérateur n'étant pas nécessaire pour ce travail.

Le collimateur primaire a été modélisé sous la forme d'un cylindre en alliage de tungstène évidé par un cône dans lequel nous avons modélisé la cible. Cette dernière est constituée de deux cylindres : le premier en tungstène et le second en cuivre. Un troisième cylindre a été modélisé à la sortie du collimateur primaire pour la fenêtre de béryllium.

Pour modéliser le cône égalisateur, nous avons utilisé une superposition de 19 cônes de tungstène tronqués. Enfin, une série de cylindres nous a permis de modéliser les chambres d'ionisation plates cylindriques. Les mâchoires supérieures et inférieures ont été modélisées à l'aide de quatre parallélépipèdes en alliage de tungstène. Le mouvement a été modélisé avec la carte de translation disponible dans MCNPX permettant de déterminer directement l'angle voulu entre les mâchoires et donc de faciliter la simulation des mouvements.

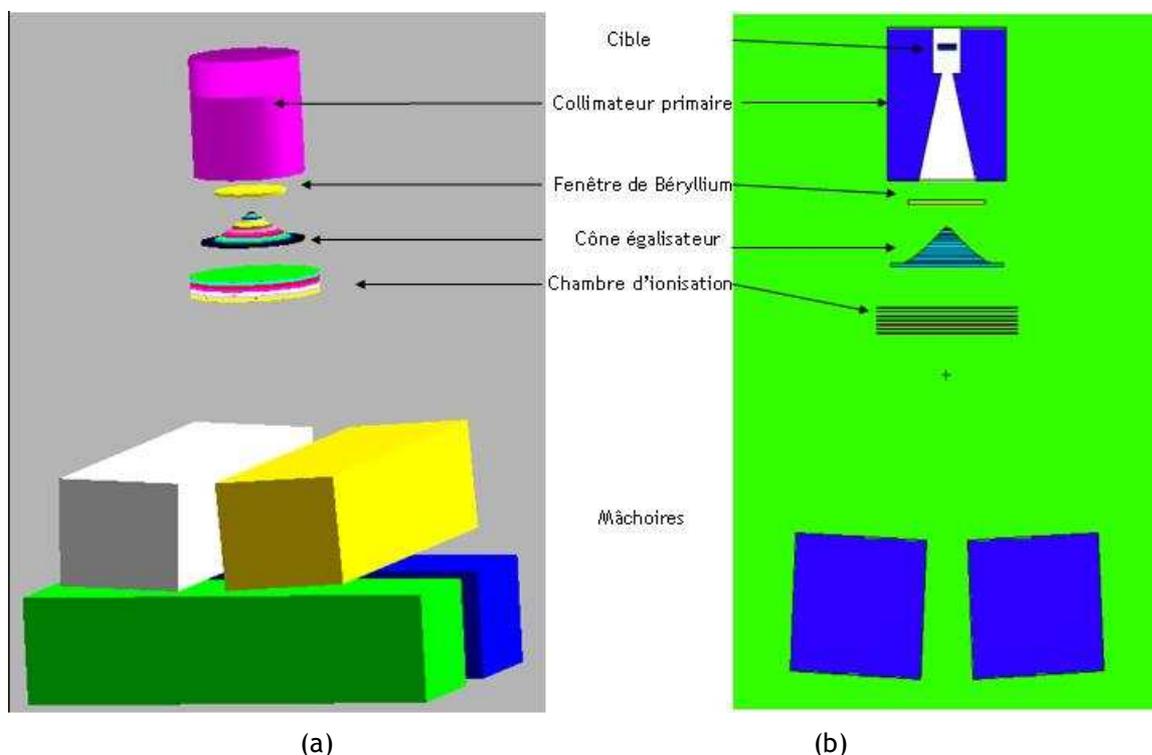


Figure 5- 2 : Visualisation en trois dimensions (a) et en coupe (b) de la modélisation de la tête du Clinac 2100C 6 MV

5.2.3 La simulation du faisceau d'électrons incidents

5.2.3.1 Méthodologie

La modélisation d'un accélérateur est rarement tout-à-fait conforme à l'accélérateur réel car, d'une part, les données du constructeur concernant la géométrie sont souvent incomplètes et, d'autre part, les paramètres du faisceau primaire d'électrons peuvent être mal connus. La méthodologie pour simuler un accélérateur médical linéaire consiste donc tout d'abord à modéliser de façon précise les différents éléments géométriques de l'accélérateur puis à ajuster les caractéristiques du faisceau d'électrons incidents en comparant des profils de dose et des rendements en profondeur expérimentaux et calculés. Ainsi, la modélisation obtenue après quelques itérations est celle d'un accélérateur délivrant le même faisceau que l'accélérateur réel.

La littérature est fournie concernant la modélisation des accélérateurs linéaires médicaux à l'aide de codes Monte Carlo [Lin *et al.*, 2001 ; Ding, 2002 ; Sheikh-Bagheri and Rogers, 2002 ; Verhaegen and Seuntjens, 2003; Mesbahi *et al.*, 2005]. Il en ressort que trois principaux paramètres du faisceau d'électrons incidents doivent être ajustés. Le premier paramètre est l'énergie moyenne du faisceau d'électrons. Il a été montré que les rendements en profondeur sont relativement insensibles à l'énergie moyenne du faisceau d'électrons primaire. En revanche, les cornes des profils de dose sont un bon indicateur de l'énergie moyenne du faisceau [Lovelock *et al.*, 1995]. Il est donc recommandé de partir de l'énergie fournie par le constructeur puis de déterminer pas à pas l'énergie moyenne pour laquelle les cornes du profil calculé sont les plus proches de celles du profil mesuré (Figure 5- 3).

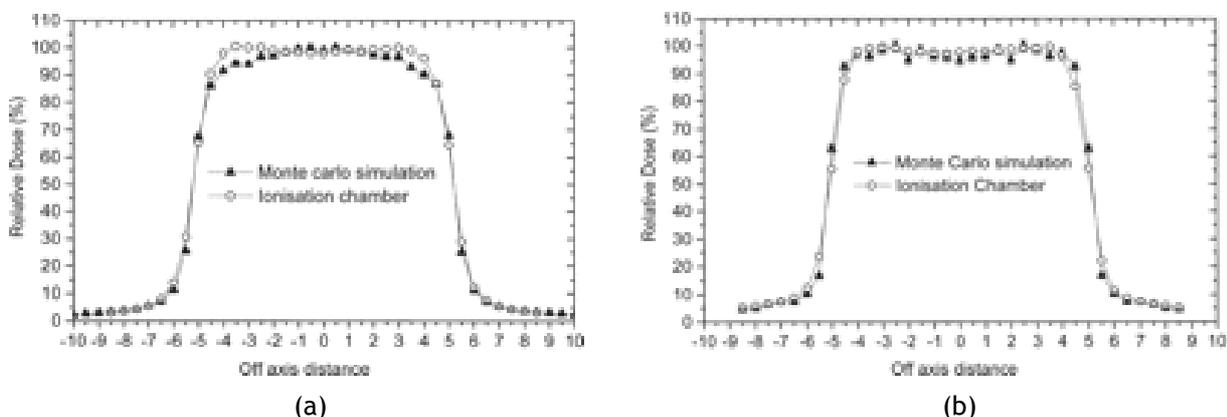


Figure 5- 3 : Exemple d'ajustement d'un faisceau d'électron pour une énergie de 19 MeV (a) et 15 MeV (b) [Serrano *et al.*, 2006]

Ensuite il convient également d'ajuster la distribution en énergie du faisceau d'électrons. Enfin, dans certains cas, il est également nécessaire d'ajuster la largeur de la tâche focale et sa distribution. Il a en effet été montré que la largeur de la tâche focale avait une influence sur les profils de dose au niveau des zones de pénombre [Pena *et al.*, 2004]. Il a également été montré qu'une distribution gaussienne de la tâche focale correspond à une distribution uniforme ayant une tâche focale de rayon plus faible [Franchisseur, 2007].

5.2.3.2 Données expérimentales

Pour valider notre modèle selon la méthodologie exposée précédemment, il est nécessaire de disposer de données expérimentales. Une précédente étude réalisée au laboratoire sur la variabilité des accélérateurs médicaux linéaires [Foucher, 2007] avait permis de se procurer de nombreux profils et rendements expérimentaux acquis par différents centres de radiothérapie disposant d'un Clinac 2100C 6 MV. Cette étude avait montré que la variabilité entre Clinac 2100C 6 MV était très faible. Les données expérimentales retenues pour ce travail sont les plus représentatives de celles dont nous disposons.

Les profils de dose et les rendements en profondeur ont été obtenus à l'aide de mesures réalisées dans une cuve à eau avec une chambre d'ionisation de type PTW 31010. Pour les profils, les mesures ont été faites à une distance source peau (DSP) de 100 cm et à 10 cm de profondeur et pour différentes tailles de champ (10x10 cm², 30x30 cm² et 40x40 cm²). Les rendements en profondeur ont été relevés dans l'axe du faisceau entre 0 et 35 cm de profondeur pour les tailles de champ précédemment énumérées.

5.2.3.3 Simulations des profils de dose et des rendements

La modélisation du faisceau d'électrons dans la littérature est pratiquement toujours la même. Elle consiste en une tâche circulaire caractérisée par une distribution en énergie et par une distribution spatiale. En nous basant sur les données de la littérature [Cho *et al.*, 2005] proposant différentes définitions du terme source pour un Clinac 2100C à 6 MV, le faisceau incident d'électrons a été modélisé par une distribution en énergie sous forme d'une distribution de Dirac ou de gaussienne, répartie uniformément sur une disque de 1 mm de rayon. Le faisceau est initialisé dans l'air à 0,1 mm au dessus de la cible limitant ainsi la diffusion des électrons dans l'air avant l'interaction avec la cible.

Dans un premier temps, nous avons modélisé le faisceau d'électrons incident pour des énergies moyennes allant de 6 MeV à 6,5 MeV par pas de 0,1 MeV et de distribution uniforme. La seconde étape a été de redéfinir le terme source avec comme énergie moyenne l'énergie du faisceau incident d'électrons déterminée précédemment mais cette fois-ci à l'aide d'une distribution gaussienne. Les largeurs à mi-hauteur de la distribution gaussienne ont été choisies en fonction des données de la littérature et sont comprises entre 0,1 et 0,5 MeV.

Pour simuler les profils de doses et les rendements en profondeur, nous avons modélisé une cuve à eau parallélépipédique de 50 cm sur 50 cm de section avec une profondeur de 50 cm dans l'axe du faisceau. L'entrée de la cuve à eau a été placée à une distance de 100 cm de la cible. Pour simuler les profils de dose, nous avons placé dans cette cuve, à 10 cm de profondeur, une série de sphères d'eau de 0,25 cm de rayon dans laquelle nous avons effectué un tally *F8 pour adapté pour les photons afin de déterminer la dose déposée à cette profondeur. Ces sphères ont été réparties sur une droite perpendiculaire au plan Z dirigée selon l'axe y'y. Pour les rendements en profondeur, nous avons décrit des sphères d'eau de 0,25 cm de rayon entre z=100 et z=135 centrée en x=0 et y=0 sur l'axe du

faisceau. Là aussi, un tally *F8 photon et électron a été effectué afin d'observer l'escalade de dose à l'entrée de la cuve à eau (Figure 5- 4).

Dans un premier temps, les caractéristiques du faisceau (énergie moyenne et distribution en énergie) ont été ajustées sur un profil avec un champ carré de 10 x 10 cm². Une fois le terme source correctement défini, de nouvelles modélisations ont été effectuées avec des champs de 30x30 cm² et de 40x40 cm². Comme pour les champs de 10x10 cm², les profils de dose ont été comparés aux données expérimentales. Enfin, les rendements en profondeur ont été calculés pour les champs de 10x10 cm², de 30x30 cm² et de 40x40 cm² et comparés aux rendements expérimentaux.

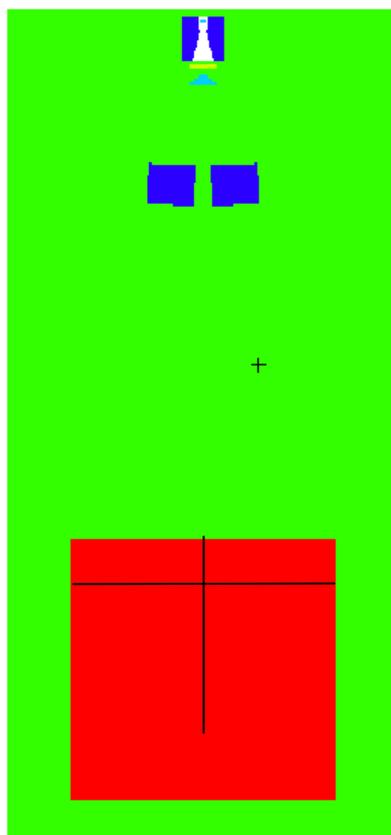


Figure 5- 4 : Visualisation en coupe de la totalité de la géométrie avec l'air (en vert), la tête d'irradiation (en bleu) et la cuve à eau contenant les sphères de tally *F8 (en rouge) avec les deux axes de mesures pour les profils (horizontal) et les rendements (vertical)

5.2.3.4 Le « gamma index »

Pour pouvoir comparer nos différents profils de dose et nos différents rendements calculés et expérimentaux, nous avons eu besoin d'un critère objectif. Nous avons donc choisi d'appliquer le gamma index aux profils et aux rendements.

Le gamma index est un indicateur couramment utilisé en radiothérapie externe pour quantifier la différence entre un profil de dose obtenu de manière expérimentale et un profil calculé

[Low *et al.*, 1998]. Il consiste à évaluer l'écart entre les distributions de dose expérimentale et calculée simultanément en termes de pourcentage et de distance.

Soit $D_r(\vec{r}_r)$ la distribution de dose expérimentale de référence à laquelle on souhaite comparer $D_c(\vec{r}_c)$ la distribution de dose calculée. Autour de chaque point de la distribution de référence, on définit une ellipse dont les demi-axes représentent les critères de tolérance du gamma index à savoir l'écart de distance maximal acceptable Δd_{\max} en mm et l'écart de dose maximal acceptable ΔD_{\max} en % (Figure 5- 5).

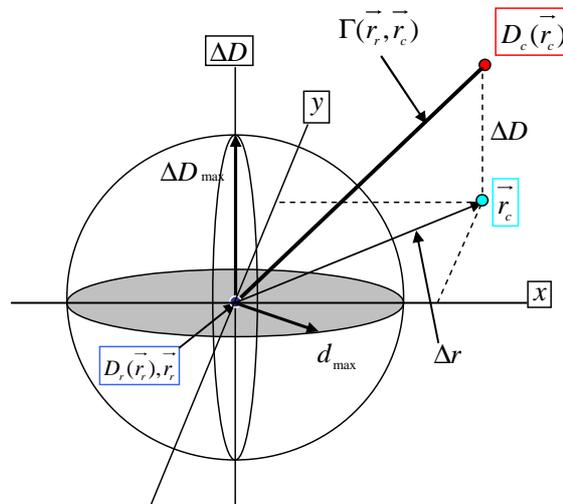


Figure 5- 5 : Représentation géométrique du critère d'évaluation du gamma index utilisant un ellipsoïde basé sur les tests de la différence de dose et l'écart de distance.

Pour que la distribution de dose à évaluer concorde avec la distribution de dose de référence, il est nécessaire qu'au moins un point (x_c, y_c, D_c) soit dans l'ellipse, c'est-à-dire qu'au moins un point réponde au critère :

$$\Gamma_r(x_c, y_c, D_c) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_{\max}^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2}} < 1$$

Où :

$$\Delta r = \left| \vec{r}_c - \vec{r}_r \right| = (x_c - x_r)^2 + (y_c - y_r)^2,$$

$$\Delta D = D_c(\vec{r}_c) - D_r(\vec{r}_r),$$

$r_r = (x_r, y_r)$ est la position dans la distribution expérimentale et $r_c = (x_c, y_c)$ la position dans la distribution calculée.

$\Gamma_r(x_c, y_c, D_c)$ est calculé à chaque position \vec{r}_r pour l'ensemble des points de la distribution à évaluer $D_c(\vec{r}_c)$. Le gamma index est défini comme suit :

$$\gamma(x_r, y_r) = \min(\Gamma_r(x_c, y_c, D_c))$$

Il correspond au point de la distribution à évaluer qui a l'écart le plus faible avec le point de référence.

Si $\gamma(x_r, y_r) < 1$, le point (x_c, y_c, D_c) est situé à l'intérieur de l'ellipse d'acceptabilité. Si $\gamma(x_r, y_r) > 1$, le point (x_c, y_c, D_c) ne répond pas aux critères d'acceptabilité.

Les tolérances en termes de dose et de différence spatiale ont été établies à partir des recommandations de l'ESTRO [Mijnheer *et al.*, 2004]. Le Tableau 5- 1, extrait du rapport ESTRO, présente ces différentes recommandations en fonction de la complexité des configurations d'irradiations étudiées et la Figure 5- 6 présentent les régions auxquelles les critères s'appliquent.

Compte tenue de notre géométrie, les critères d'acceptabilité pour le gamma index sont de 3% pour les différences de dose au niveau du plateau du profil de dose et de 2 mm pour l'écart en distance dans la pénombre du profil. Concernant les rendements en profondeur, les critères du gamma index sont de 2% pour les différences de dose et de 2 mm pour l'écart en distance.

Le gamma index est généralement utilisé pour comparer des distributions de dose expérimentales et calculées à l'aide d'un système de planification de traitement. Dans notre cas, nous avons utilisé le gamma index pour ajuster notre modèle Monte Carlo de l'accélérateur.

Tableau 5- 1 : Recommandations du rapport ESTRO 2004

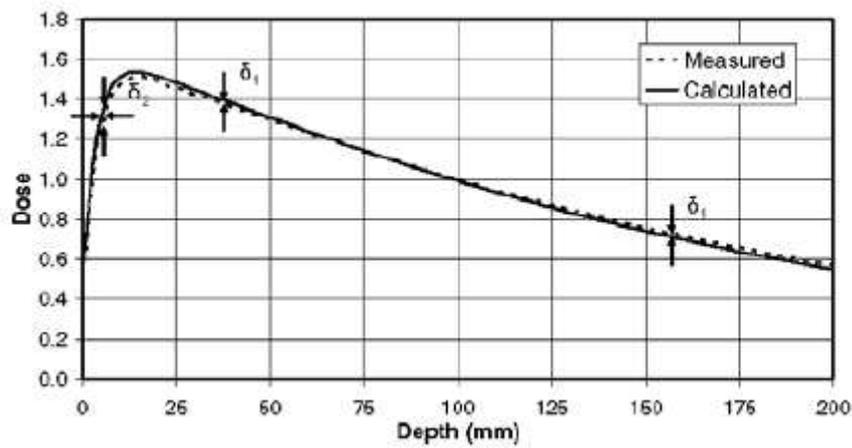
	Region	Homogenous, simple geometry	Complex geometry (wedge, inhomogeneity, asymmetry, blocks / MLC)	More complex geometries****
δ_1	Central beam axis data - high high dose, low dose gradient	2%	3%	4%
δ_2^*	Build-up region of central axis beam, penumbra region of the profiles - high dose, high dose gradient	2 mm or 10%	3 mm or 15%	3 mm or 15%
δ_3	Outside central beam axis region - high dose, low dose gradient	3%	3%	4%
δ_4^{**}	Outside beam edges – low dose, low dose gradient	30% (3%)	40% (4%)	50% (5%)
RW_{50}^{***}	Radiological width – high dose, high dose gradient.	2 mm or 1%	2 mm or 1%	2 mm or 1%
δ_{50-90}	Beam fringe – high dose, high dose gradient	2 mm	3 mm	3 mm

* One of the two tolerance values should be used.

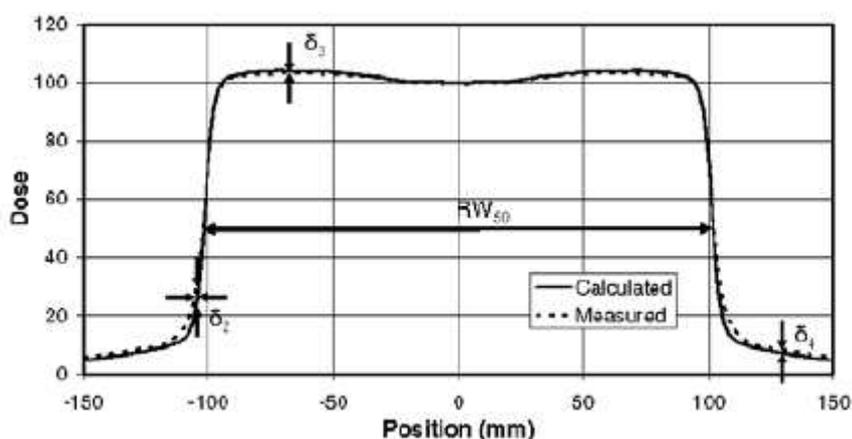
** These figures are normalized to the local dose, or at the dose at a point at the same depth on the central beam axis, or the open part of the field in case of blocked fields (in brackets).

*** The percent figure should be used for field sizes larger than 20 cm.

**** More complex geometry is defined as a combination of at least two complex geometries.



(a)



(b)

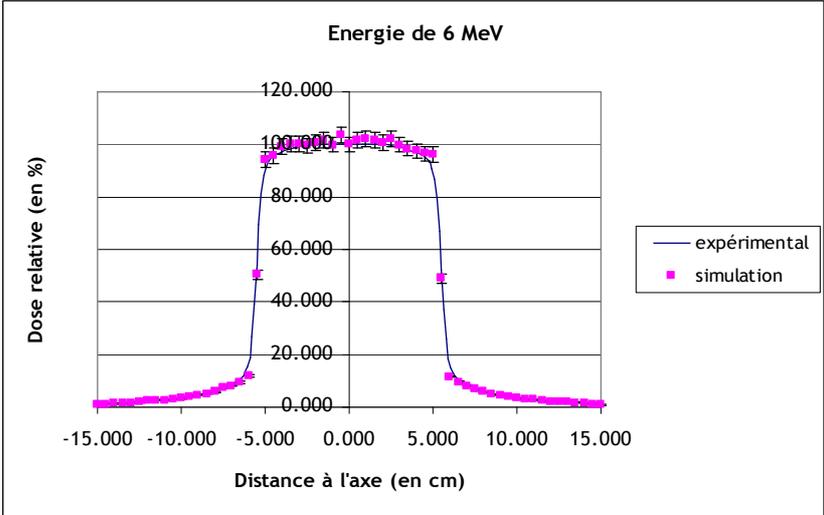
Figure 5- 6 : Définitions des différentes régions du champ d'irradiation pour les rendements en profondeur (a) et pour les profils de dose (b) [rapport ESTRO 2004]

5.3 Résultats

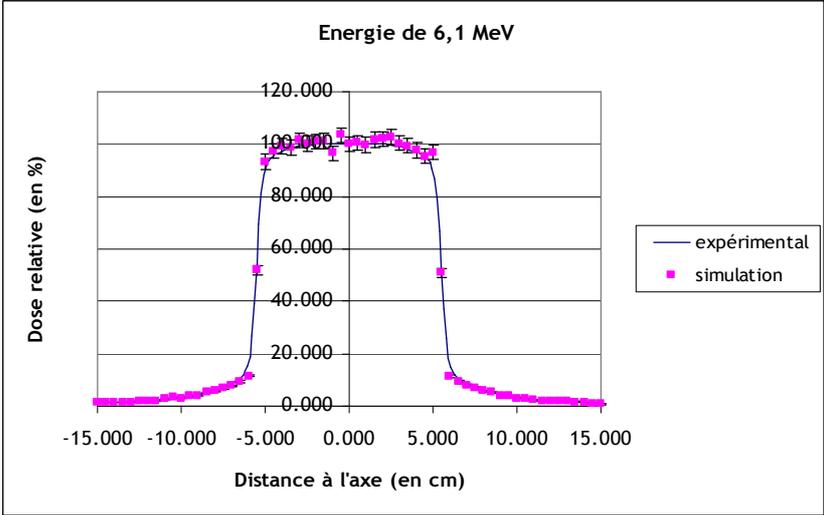
5.3.1 Ajustement du faisceau incident d'électrons

5.3.1.1 Pour un faisceau d'électrons monoénergétiques

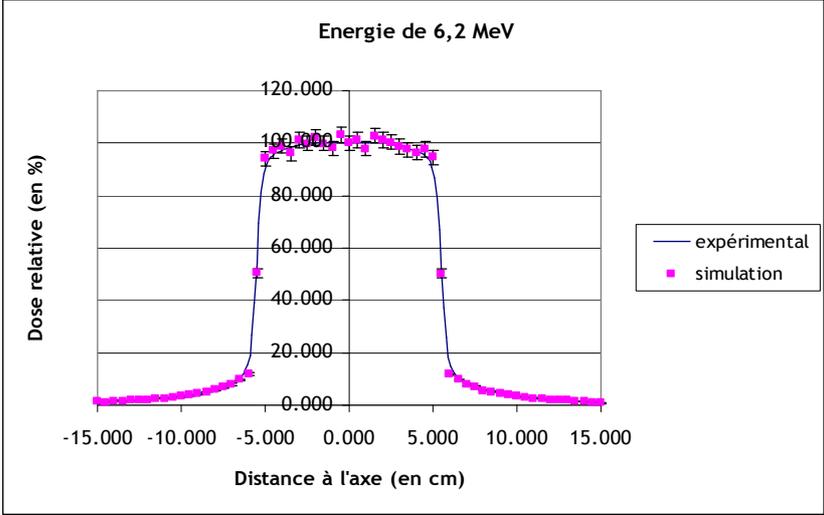
Les profils calculés, pour un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, avec un faisceau monoénergétique d'électrons d'énergie moyenne 6 MeV, 6,1 MeV, 6,2 MeV, 6,3 MeV, 6,4 MeV et 6,5 MeV sont présentés sur la Figure 5- 7.



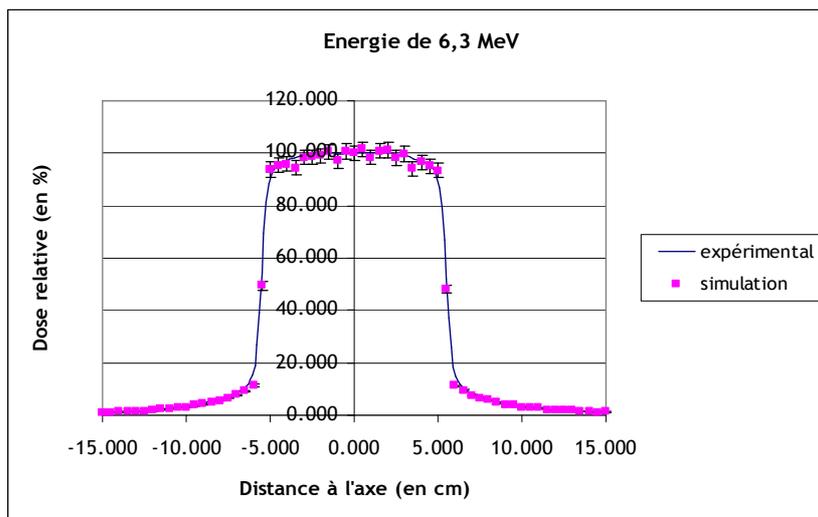
(a)



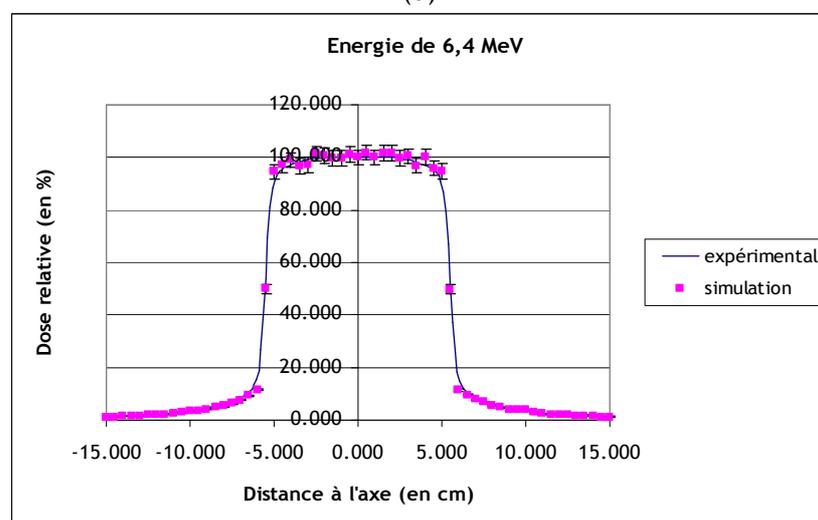
(b)



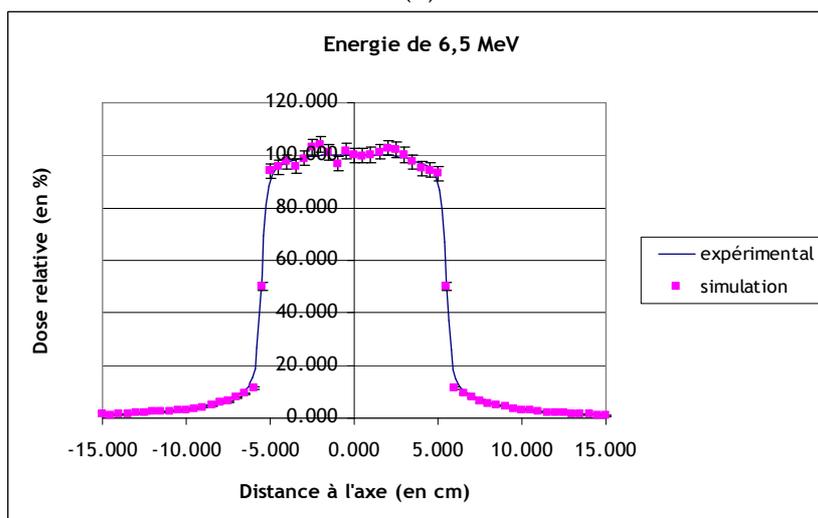
(c)



(d)



(e)

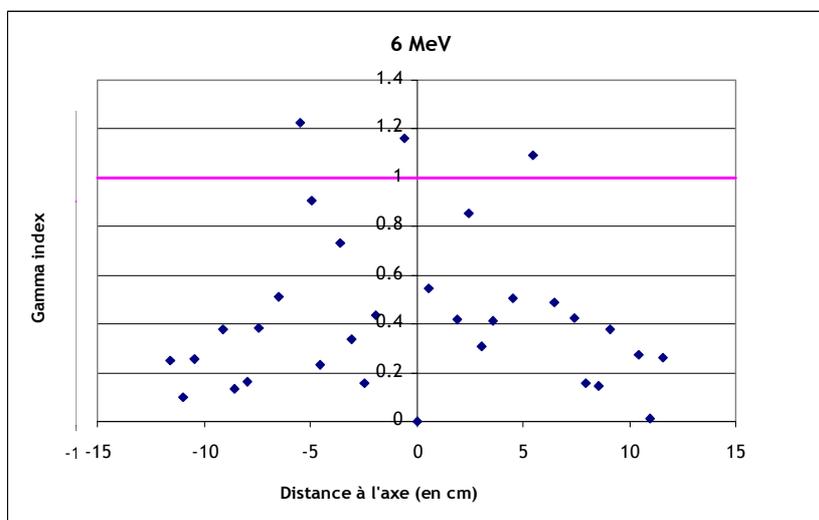


(f)

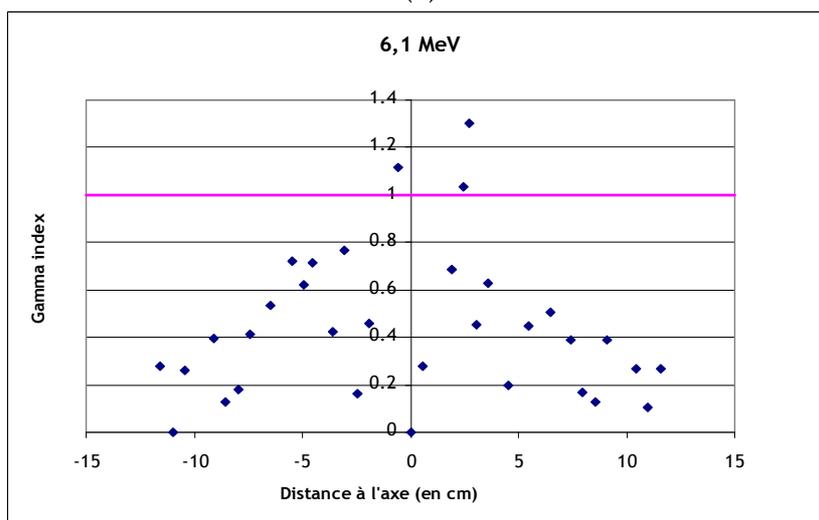
Figure 5- 7 : Représentation du profil expérimental (en ligne continue) et des profils calculés obtenus pour les énergies de 6 MeV (a) à 6,5 MeV (f)

Chapitre 5 : Etude de faisabilité pour la reconstitution de dose lors d'accident en radiothérapie externe

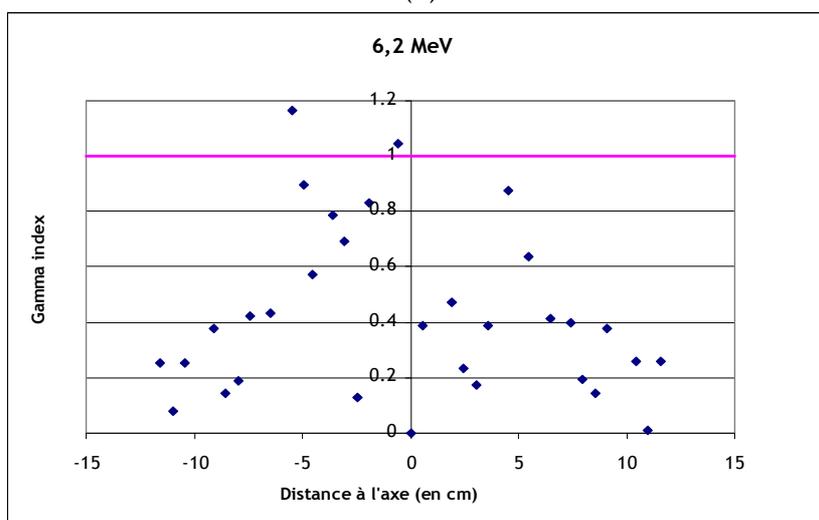
Une comparaison entre les profils ne permet pas de mettre en évidence l'énergie la plus adaptée pour définir le terme source. Nous avons donc appliqué le critère du gamma index afin de pouvoir, selon une méthode objective, déterminer cette énergie (Figure 5- 8).



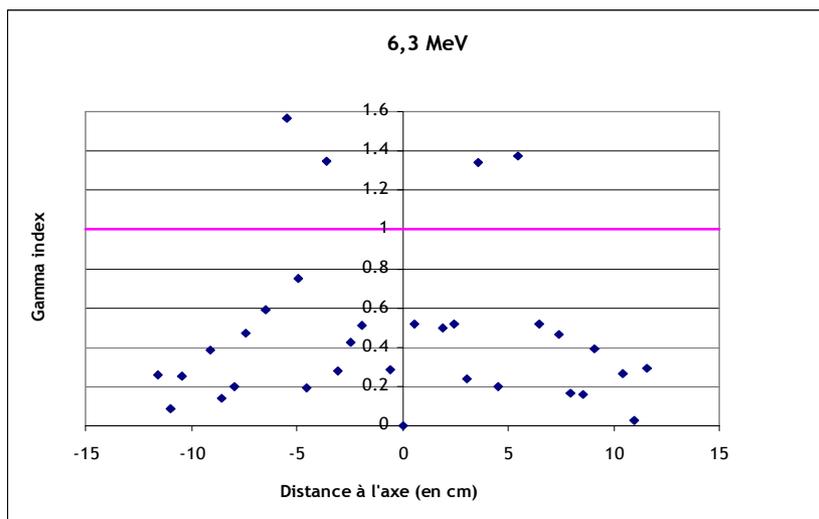
(a)



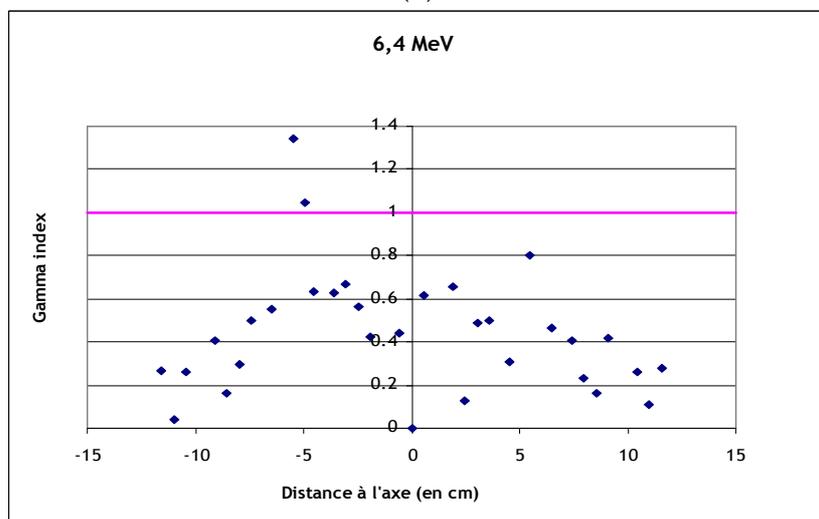
(b)



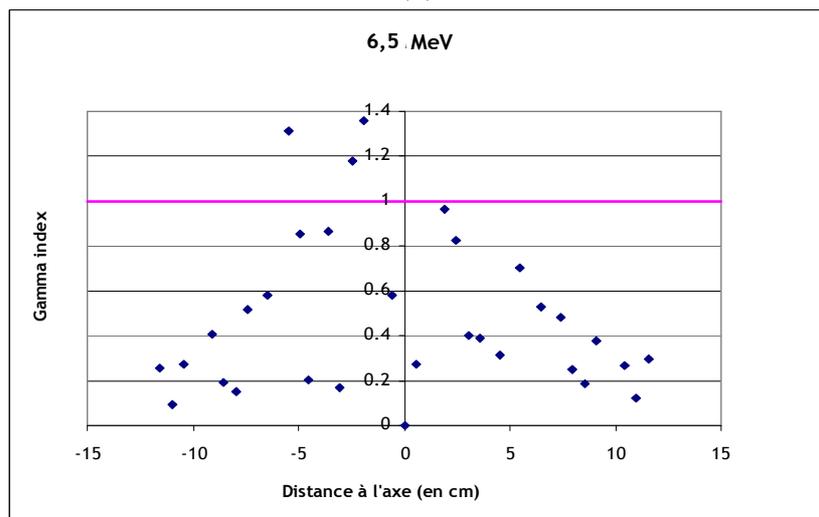
(c)



(d)



(e)



(f)

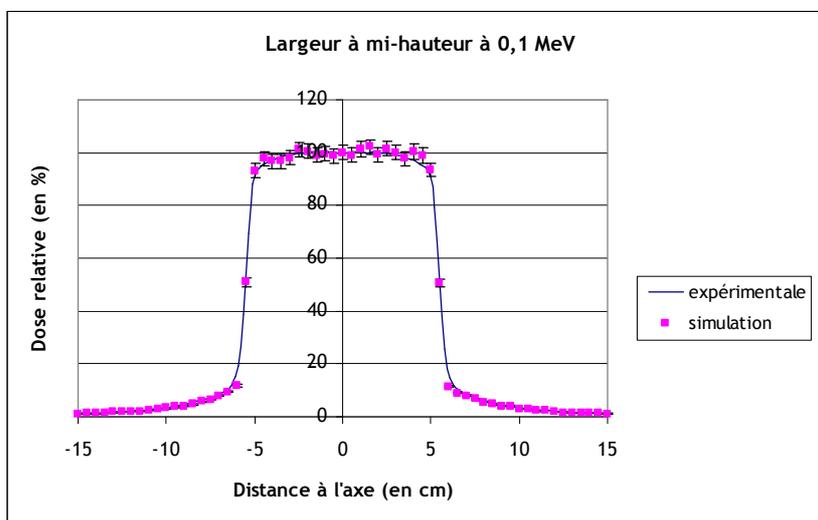
Figure 5- 8: Représentation du gamma index pour des énergies de 6 MeV (a) à 6,5 MeV (f)

Le critère d'admission du gamma index est qu'il doit se trouver en dessous de 1. Nous constatons que pour une énergie de 6,3 MeV, le gamma index atteint un maximum de 1,56 avec quatre points

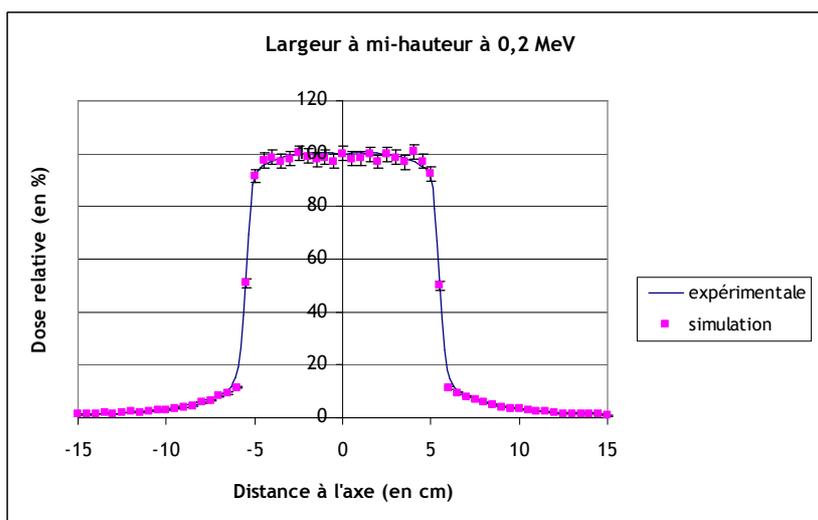
situés au dessus de 1. Nous avons donc éliminé cette énergie. Pour toutes les autres énergies, nous constatons que le gamma index n'excède pas 1,4. Cependant pour des énergies de 6 MeV, 6,4 MeV, 6,1 MeV et 6,5 MeV, trois points sont supérieurs à 1 alors qu'il y en a seulement deux pour les énergies 6,2 MeV et 6,4 MeV. Pour ces valeurs, les maxima sont respectivement de 1,16 et 1,34. Nous en concluons donc que l'énergie la plus adaptée est à 6,2 MeV avec deux points situés au dessus de 1 et un maximum de 1,16.

5.3.1.2 Pour un faisceau d'électrons suivant une distribution gaussienne en énergie

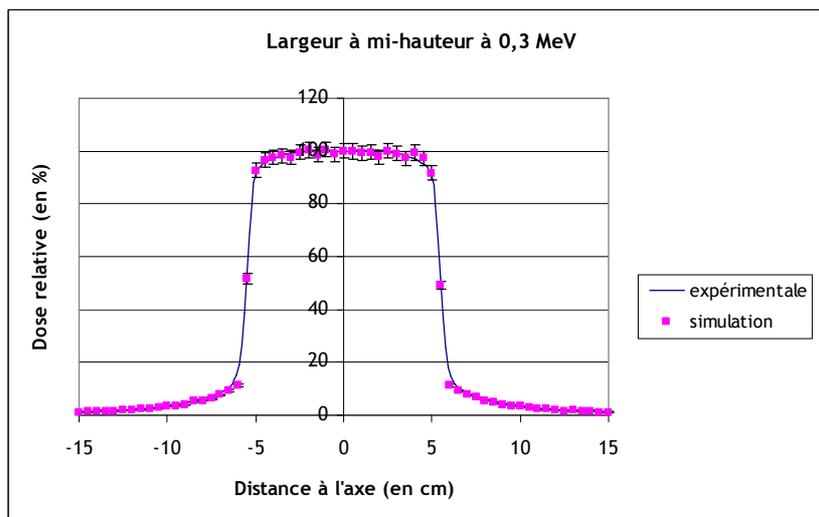
Notre faisceau monoénergétique ainsi déterminé, nous avons affiné la définition du terme source en utilisant une distribution gaussienne ayant pour énergie moyenne 6,2 MeV préalablement choisie. Les profils avec des distributions gaussiennes ayant différentes largeurs à mi-hauteur comprises entre 0,1 et 0,5 MeV sont présentés sur la Figure 5- 9.



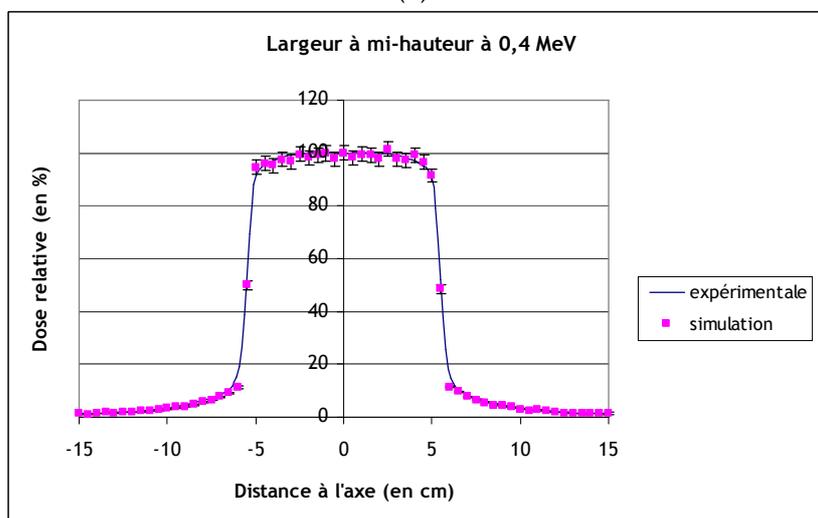
(a)



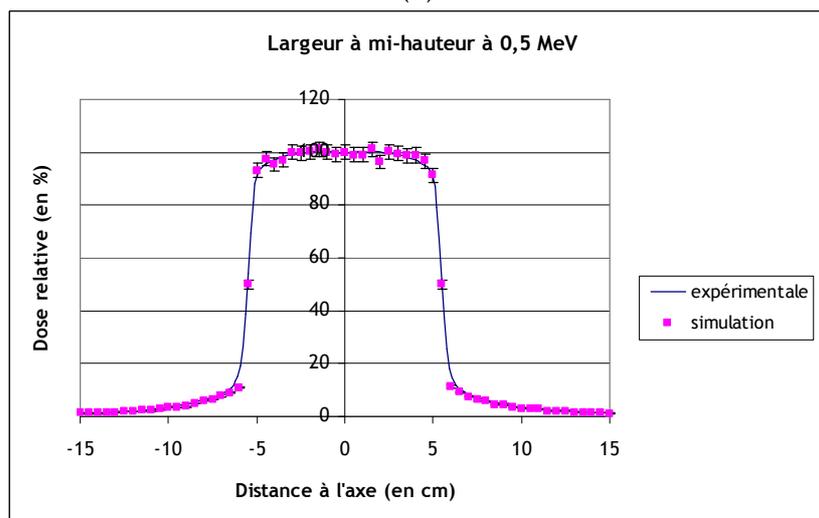
(b)



(c)



(d)

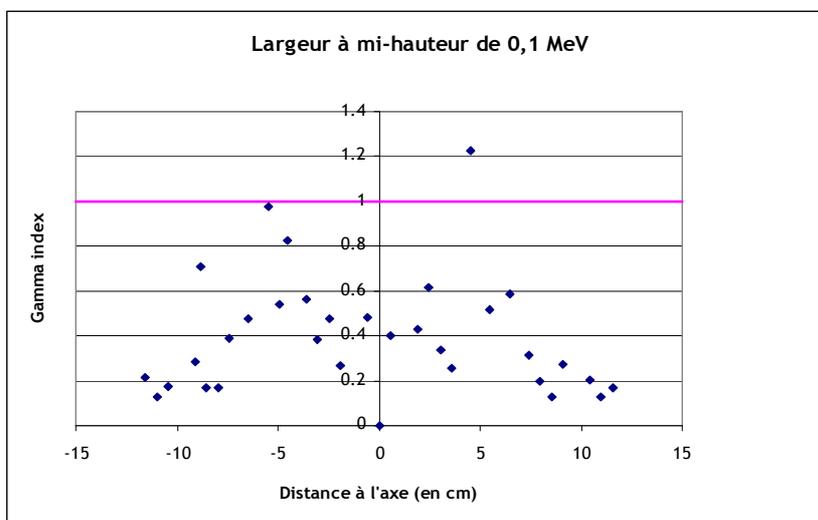


(e)

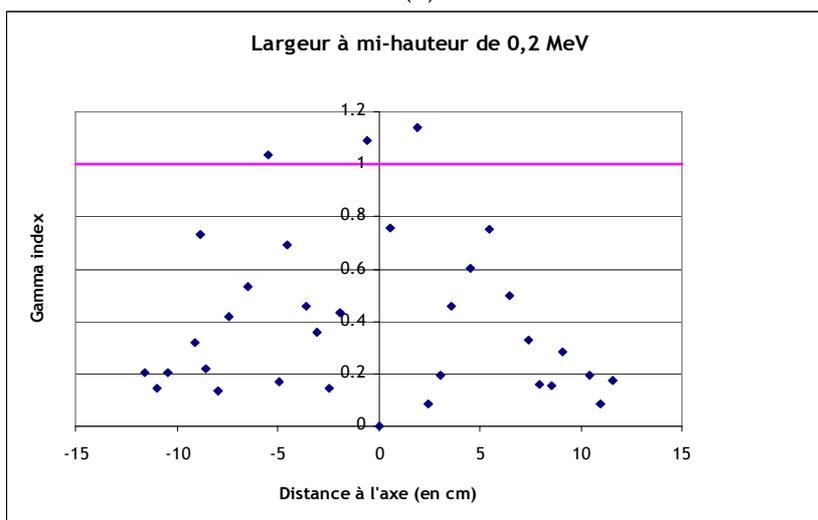
Figure 5- 9 : Représentation des faisceaux expérimental et calculés pour une distribution gaussienne d'énergie moyenne de 6,2 MeV avec des largeurs à mi-hauteur allant de 0,1 MeV (a) à 0,5 MeV (e)

Chapitre 5 : Etude de faisabilité pour la reconstitution de dose lors d'accident en radiothérapie externe

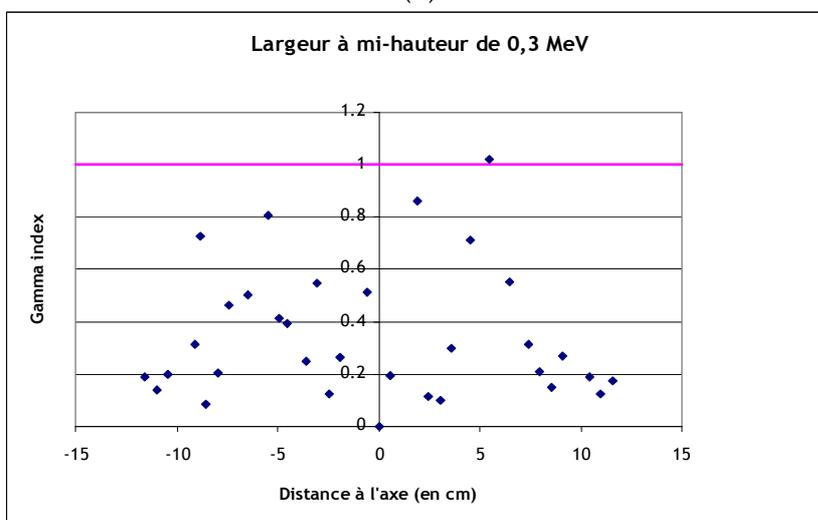
De la même manière que pour la détermination de l'énergie du faisceau monoénergétique, le gamma index a été appliqué afin de définir la meilleure définition du terme source en faisceau d'électrons suivant une distribution en énergie gaussienne (Figure 5- 10).



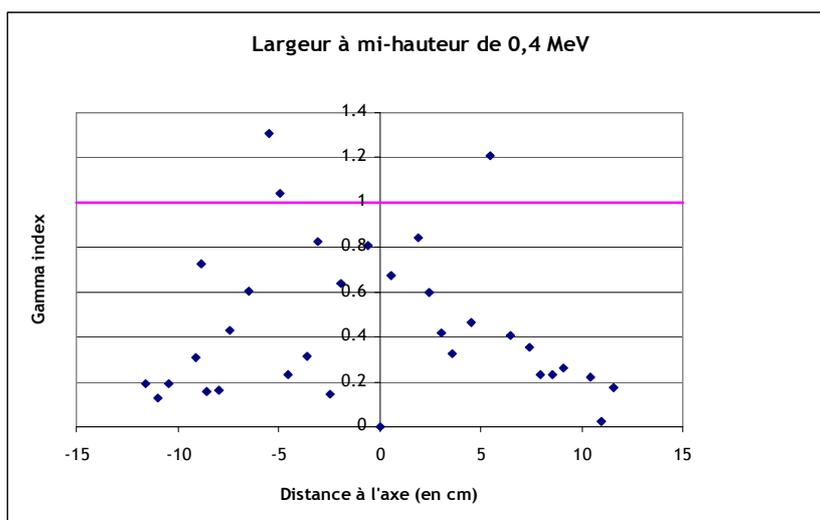
(a)



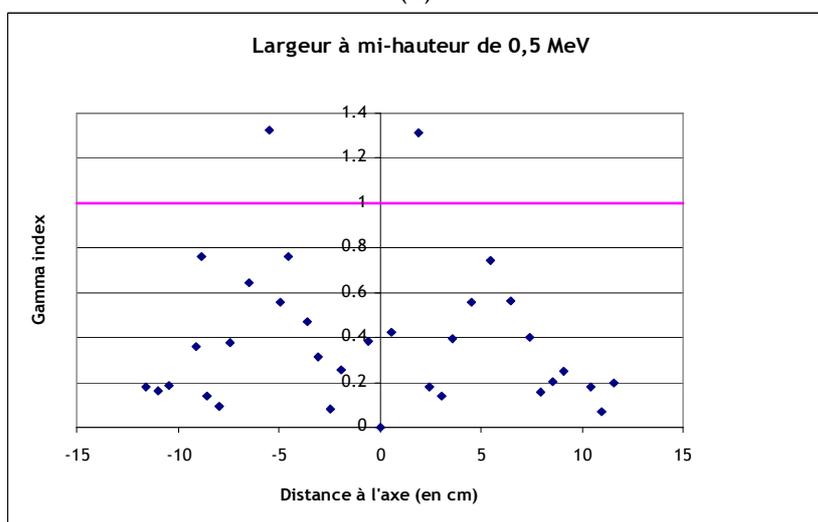
(b)



(c)



(d)



(e)

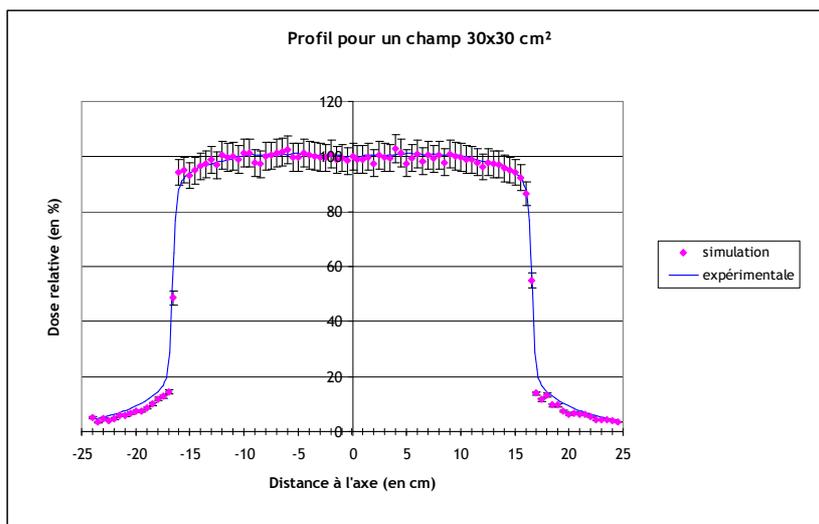
Figure 5- 10 : Représentation du gamma index pour un faisceau d'électrons suivant une distribution gaussienne d'énergie moyenne de 6,2 MeV avec une largeur à mi-hauteur allant de 0,1 MeV (a) à 0,5 MeV (e)

D'après la Figure 5- 10 nous observons que pour des largeurs à mi-hauteur de 0,2 et 0,4 MeV, trois points ont un gamma index supérieur à 1 et deux points pour la largeur à mi-hauteur de 0,5 MeV. Enfin, pour les largeurs à mi-hauteur de 0,1 MeV et 0,3 MeV, un seul point est supérieur à 1 avec respectivement une valeur de gamma index de 1,23 et 1,02.

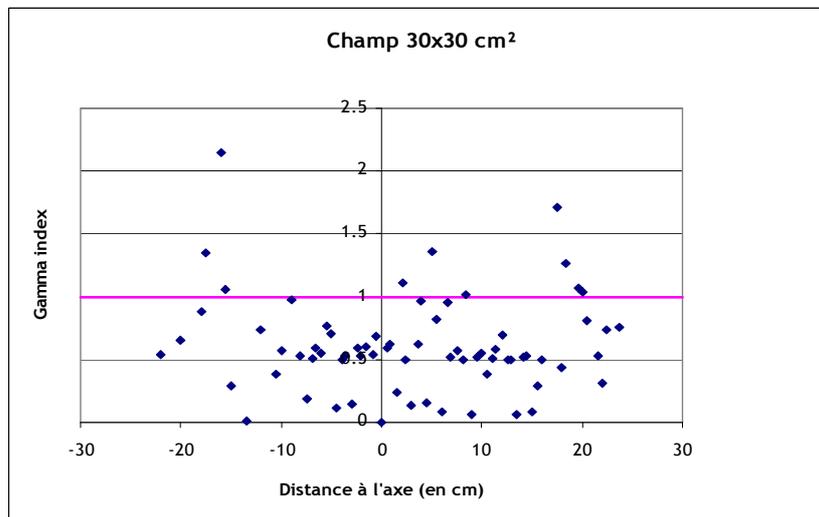
Compte tenu des différentes observations faites sur les Figure 5- 9 et Figure 5- 10, nous en déduisons que l'énergie la mieux adapté à modélisation du terme source correspond à une distribution en énergie gaussienne ayant pour valeur moyenne 6,2 MeV et pour largeur à mi-hauteur 0,3 MeV.

5.3.2 Profils pour d'autres tailles de champ

Les profils correspondant aux tailles de champ 30 x 30 cm² et 40 x 40 cm² ainsi que les gamma index correspondants sont présentés sur les Figure 5- 11 et Figure 5- 12. Les profils calculés pour les champs 30 x 30 cm² et 40 x 40 cm² sont en bon accord avec les valeurs expérimentales et permettent ainsi de valider la modélisation du Clinac 2100C 6 MV. En effet plus particulièrement pour le champ 30x30 cm² et 40x40 cm², la majorité des points représentant le gamma index est inférieur à 1 avec un maximum de 2,15 pour le champ 30x30 cm² et de 4,26 pour le champ 40x40 cm².

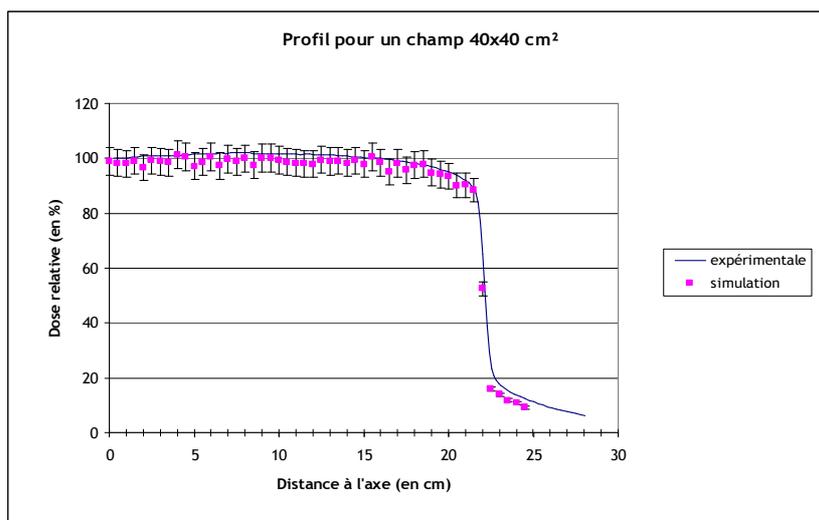


(a)

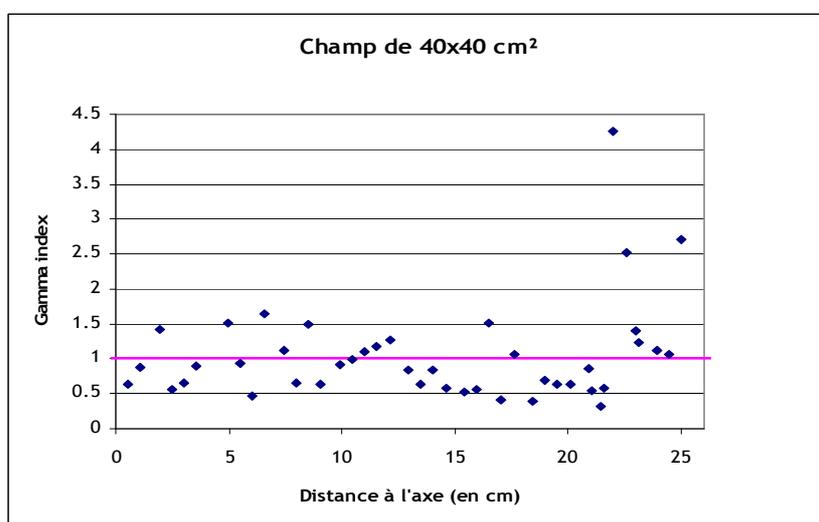


(b)

Figure 5- 11 : Profil (a) et gamma index (b) pour une simulation d'un champ 30 x 30 cm²



(a)

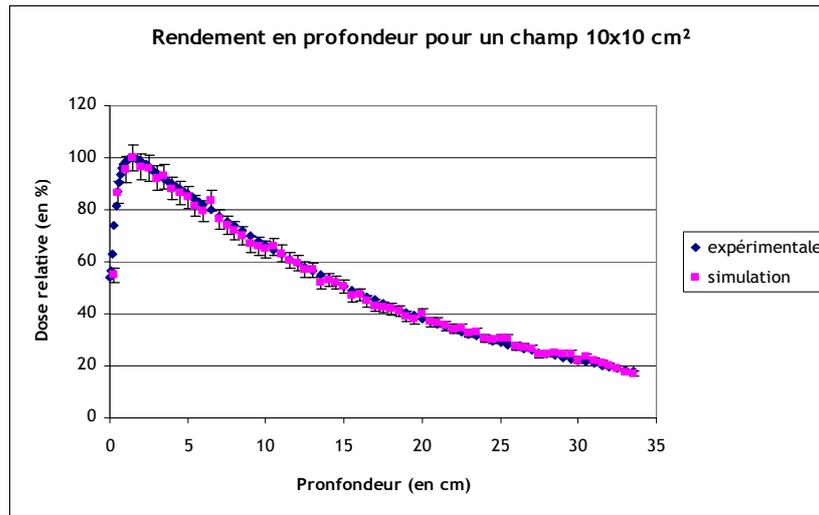


(b)

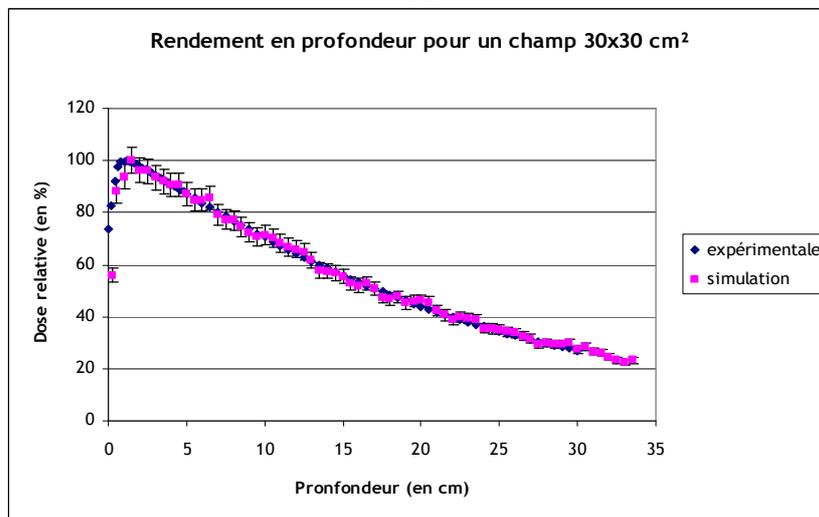
Figure 5- 12 : Profil (a) et gamma index (b) pour une simulation d'un champ 40 x 40 cm²

5.3.3 Les rendements en profondeur

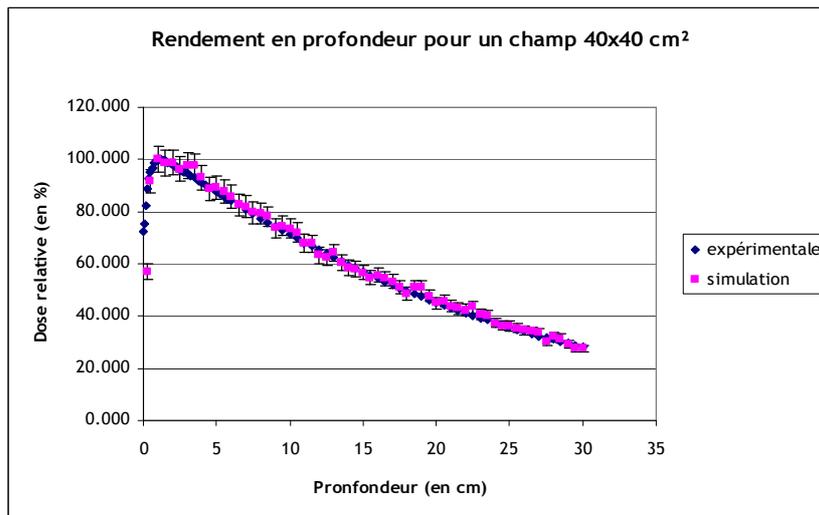
Les rendements en profondeur expérimentaux et calculés pour des champs de 10 x 10 cm², 30 x 30 cm² et 40 x 40 cm² et les gamma index associés sont présentés respectivement sur les Figure 5- 13 et Figure 5- 14. Une bonne adéquation est observée entre les rendements en profondeur expérimentaux et calculés. Le critère du gamma index permet de constater que la majorité des valeurs se situe autour de 1 avec les maxima atteints de 1,83 pour le champ 10 x 10 cm², 2,5 pour le champ 30 x 30 cm² et 2,23 pour le champ 40 x 40 cm².



(a)

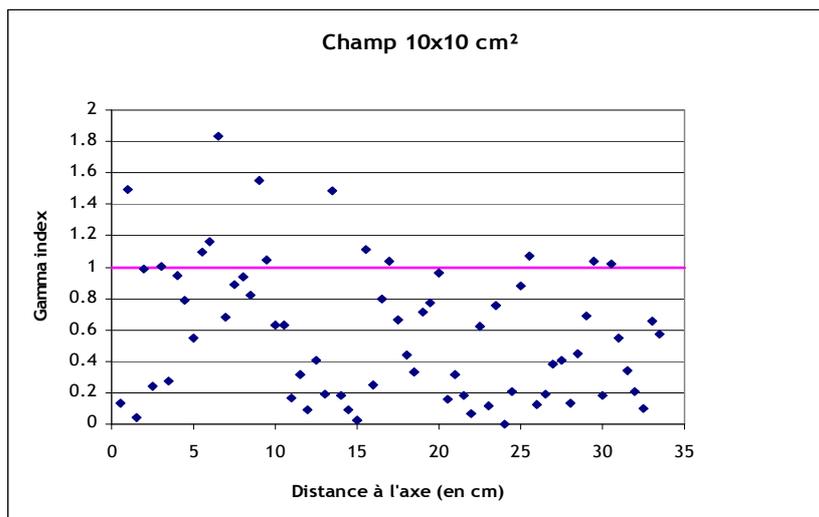


(b)

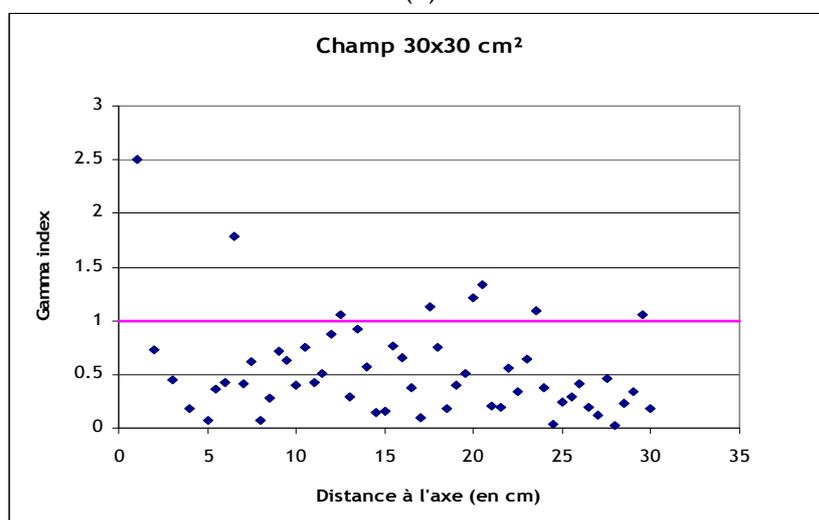


(c)

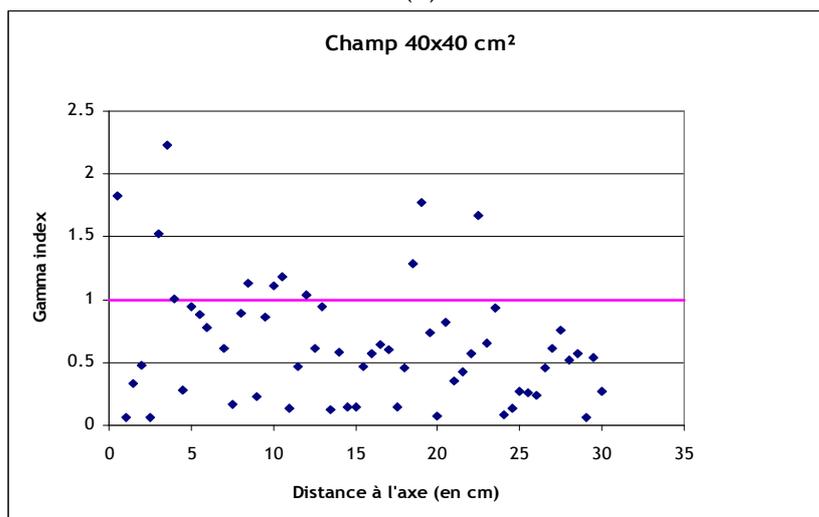
Figure 5- 13 : Rendements en profondeur expérimental et calculé pour des champs de 10x10 cm² (a), 30x30 cm² (b) et 40x40 cm² (c)



(a)



(b)



(c)

Figure 5- 14 : Représentation du gamma index pour les rendements en profondeur des champs de 10x10 cm² (a), 30x30 cm² (b) et 40x40 cm² (c)

5.3.3 Conclusion

Le Clinac 2100C 6MV a été modélisé à l'aide du code Monte Carlo MCNPX. La modélisation a été validée dans un premier temps à l'aide de comparaisons entre les profils de dose expérimentaux et calculés pour des champs $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$ et $40 \times 40 \text{ cm}^2$. De la même manière, les rendements en profondeur de ces différentes tailles de champ nous ont permis de compléter cette validation. Le faisceau ajusté est un faisceau d'électrons suivant une distribution gaussienne centrée sur 6,2 MeV et de largeur à mi hauteur égale à 0,5 MeV.

En revanche, le temps passé pour effectuer ces modélisations et validations est très long compte tenu des critères pour une reconstitution d'accident. Il est alors indispensable de modifier le fichier d'entrée MCNPX afin de réduire ce temps. Tout d'abord, la modélisation de tous les éléments du Clinac, pour une géométrie simple, prend quelques semaines. Ensuite, l'étape de détermination du terme source est fastidieuse et longue compte tenu du temps de calcul nécessaire pour obtenir les profils de dose simulée. En effet, il faut, sans technique de réduction de variance et en ne transportant que les photons plus de deux semaines pour que les calculs soient effectués, ce qui n'est pas compatible avec les contraintes d'une reconstitution d'accident. Il est donc nécessaire d'utiliser des techniques de réduction de variance ou bien de définition du tally qui permettent de réduire significativement ce temps de calcul. Les méthodes que nous avons employées pour atteindre cet objectif et les résultats obtenus sont présentés dans le chapitre 6.

Chapitre 6 : Les optimisations de la modélisation

Compte tenu des impératifs liés aux accidents radiologiques c'est-à-dire des temps de reconstruction qui sont de quelques jours, la modélisation de l'accélérateur linéaire doit être optimisée, de même que les temps de calcul de la dose.

Dans un premier temps, les outils de réduction de variance utilisés dans le code MCNPX, pour la simulation du Clinac 2100C 6 MV exposée dans le chapitre précédent, sont explicités dans ce chapitre. Ensuite nous présentons la modélisation d'un Clinac 2100C 25 MV ayant nécessité l'utilisation d'une technique d'optimisation supplémentaire de MESH tally pour permettre sa validation. Enfin, nous appliquons cette technique de MESH tally à la modélisation du Clinac 2100C 6 MV pour comparer son intérêt par rapport à la modélisation présentée dans le chapitre précédent.

6.1 Les premières optimisations de la modélisation sous MCNPX

Le premier travail d'optimisation a consisté à étudier étape par étape les éléments du fichier d'entrée MCNPX afin d'en extraire deux types pouvant être simplifiés : les éléments concernant la géométrie globale et ceux concernant la réduction du temps de calcul.

6.1.1 Les éléments de géométrie globale

Afin de simplifier la géométrie, nous avons appliqué la technique de réduction de variance de troncature qui vise à modéliser une géométrie de façon simple et pertinente en utilisant divers outils du code de calcul MCNPX.

6.1.1.1 Les macrobodies

Les macrobodies sont définis dans MCNPX comme étant un « groupe » de surfaces représentant une forme géométrique. Alors qu'avec l'écriture classique, un cube sera décrit par l'intersection booléenne de six surfaces, le macrobody définira ce cube comme une seule et unique surface. Nous avons donc utilisé des macrobodies pour modéliser les éléments géométriques simples.

Dès lors, la cible, le collimateur primaire et les différentes chambres d'ionisation ont été modélisés à l'aide de différents cylindres avec le macrobody *RCC* défini par :

$$RCC \ X \ Y \ Z \ Hx \ Hy \ Hz \ R$$

où X,Y,Z désignent la position de la base du cylindre, Hx, Hy, Hz, l'orientation et la hauteur du cylindre et R le rayon du cylindre.

La cuve à eau ainsi que les mâchoires ont aussi été modélisées à l'aide de parallélépipèdes rectangles avec le macrobody *RPP* défini par:

$$RPP \ Xmin \ Xmax \ Ymin \ Ymax \ Zmin \ Zmax$$

où X_{min} , X_{max} , Y_{min} , Y_{max} , Z_{min} et Z_{max} représentent respectivement les dimensions du parallélépipède selon X, Y et Z.

L'utilisation des macrobodies permet alors d'alléger le fichier d'entrée en ne définissant qu'un nombre réduit de surfaces.

6.1.1.2 La carte de transformation

La carte de transformation se présente comme suit :

$$TrN^{\circ} \quad X \quad Y \quad Z \quad x_1x' \quad y_1x' \quad z_1x' \quad x_1y' \quad y_1y' \quad z_1y' \quad x_1z' \quad y_1z' \quad z_1z'$$

où N° définit le numéro de la transformation, X, Y, Z, les coordonnées de la transformation et x_1x' et suivants, le cosinus de l'angle formé entre l'axe x_1 , y_1 ou z_1 d'origine et l'axe x' , y' ou z' transformé. Un symbole *Tr permet de définir directement l'angle à la place du cosinus de l'angle.

Cette carte est facilement utilisable et permet d'imposer une transformation à tout un groupe d'éléments géométriques. Dans notre cas, nous l'avons utilisée afin de définir facilement l'écartement des mâchoires supérieures et inférieures en fonction des différentes tailles de champ modélisées.

6.1.1.3 La modélisation géométrique de la source

En nous basant sur des études publiées dans la littérature concernant la modélisation de Clinac 2100C 6 MV [Kry *et al.*, 2006], nous avons modélisé la géométrie du terme source de façon simple. En effet, la modélisation de la source ne nécessite par une description détaillée de toute la partie en amont de la cible (spectromètre, canon d'éjection et bobines). Ainsi, le faisceau d'électrons incidents peut être modélisé simplement à l'aide d'un plan d'émission des électrons en amont de la cible. En interagissant avec la cible par effet Bremsstrahlung, un spectre de photons est créé puis ces photons se propagent dans le reste de la modélisation. Dans notre modélisation, le terme source (faisceau incident) a été représentée par un disque de 0,1 cm de rayon placé à 0,01 cm derrière la cible constituée de cuivre et de tungstène (Figure 6- 1).

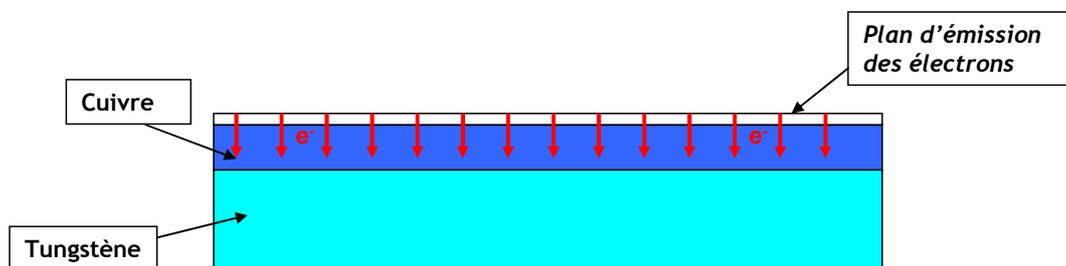


Figure 6- 1 : Modélisation géométrique de la source et de la cible (en bleu)

6.1.2 Le biaisage en énergie

Pour le biaisage en énergie nous avons utilisé différentes techniques de réduction de variance qui sont présentées dans les paragraphes suivants.

6.1.2.1 Les cartes de coupure en énergie

Les cartes de coupure en énergie sont utilisées afin de définir la gamme en énergie des particules que l'on souhaite suivre durant la simulation afin de réduire le temps de calcul. Dans notre cas, la carte *PHYS* a servi à définir une énergie maximale de 7 MeV à la fois pour les photons et les électrons.

Enfin, la carte *CUT* permet de définir l'énergie minimale en deçà de laquelle les particules ne sont plus transportées et suivies. Ces énergies ont été fixées à 0,01 MeV pour les photons et 0,3 MeV pour les électrons.

6.1.2.2 Les importances

La carte *IMP* est une carte de réduction de variance permettant de contrôler les populations des différents types de particules dans les cellules et de conserver par un système de facteur multiplicatif le nombre de particules se dirigeant dans des zones d'intérêt. Elle est utilisée comme suit :

$$IMP:n = X$$

où, *n*, désigne le type de particules (photons ou électrons) pour laquelle on modifie l'importance et *X* le facteur multiplicatif d'importance.

Par exemple, si, sur 400 particules initiales provenant d'une première cellule d'importance égale à 1, seulement la moitié est propagée dans une cellule suivante, il faudra assigner une importance égale à 2 à la cellule suivante si l'on souhaite conserver le même nombre de particules.

Dans notre cas, nous avons appliqué des importances photons et électrons égales à 1 et 4 pour la cible, égales à 1 pour les mâchoires et égales à 32 pour le reste de la géométrie.

6.1.2.3 Les collisions forcées

Nous avons utilisé la carte de collisions forcées *FCL* afin de s'assurer d'avoir au moins une interaction dans chaque sphère de tally *F8 utilisée pour les profils et les rendements en profondeur. En pratique, cette carte permet de diviser le poids d'une particule entrant dans une cellule spécifiée en deux parties : l'un faisant une collision et l'autre non. Cette carte est définie comme suit sur la totalité des cellules de la géométrie:

$$FCL :n Xj A Yj$$

où n , désigne le type de particules (photons ou électrons) pour lesquelles on souhaite des collisions forcées, A , la cellule dans laquelle on souhaite forcer les collisions et X_j et Y_j , les autres cellules de la géométrie.

6.1.3 L'espace des phases

De plus en plus utilisés pour les modélisations d'accélérateurs linéaires [Deng *et al.*, 2000 ; Serrano, 2006], les espaces des phases permettent de recueillir l'ensemble des données concernant les particules incidentes (type, énergie, poids, direction, etc.) dans un plan de référence. Ces données sont stockées dans un fichier afin d'être utilisées en tant que nouveau terme source. Ces espaces des phases sont en général créés une fois que le faisceau est ajusté et sont valables pour une géométrie donnée, c'est-à-dire une taille de champ donnée. Ils sont en général définis derrière les mâchoires et ils permettent donc de ne plus simuler les électrons incidents ainsi que leur transport et leurs interactions dans la tête de l'accélérateur. Ils servent de terme source « secondaire » pour réaliser des calculs Monte Carlo en aval des mâchoires.

Dans notre cas, ce plan de référence d'espace des phases est placé perpendiculairement à l'axe d'émission du faisceau d'électrons incident à la sortie des mâchoires inférieures (Figure 6- 2). Dans ce cas, l'espace des phases est représentatif d'une taille de champ. Il peut également être créé en amont des mâchoires.

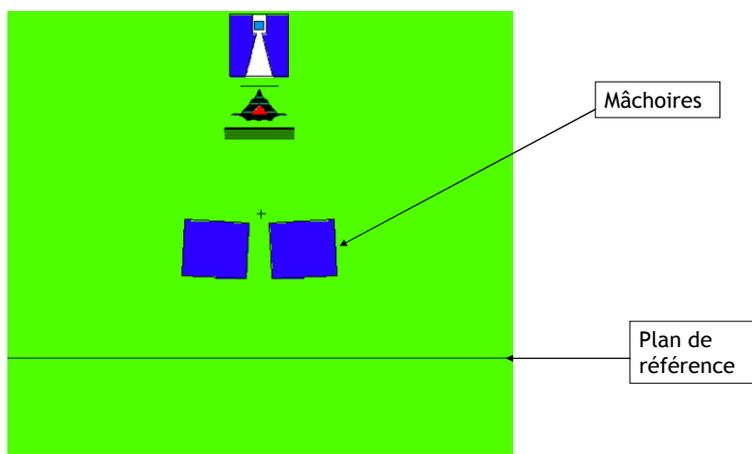


Figure 6- 2 : Modélisation du plan d'espace des phases : plan de référence

Pour définir ce plan nous avons utilisé la carte *SSW* de MCNPX sur un plan de référence choisi arbitrairement. Cette carte qui doit être utilisée sans tally dans le reste du fichier d'entrée, va créer un fichier *rssa* contenant toutes les informations des particules traversant ce plan de référence. Il est important de noter que les fichiers *rssa* sont des fichiers de tailles importantes de l'ordre de 2,5 Go. Dans un second temps, nous avons défini une nouvelle source à l'aide de la carte *SRR*. Cette dernière remplace le terme source existant par les particules de tous types (en tenant compte de leurs caractéristiques respectives) enregistrées dans le fichier *rssa*. Il est alors possible d'obtenir un profil de dose pour différentes tailles de champs.

Cette technique d'espace des phases étant couramment utilisée, nous avons validé cette méthode pour notre modélisation du Clinac 2100C 6 MV. L'avantage de cette technique est son gain de temps puisqu'un calcul utilisant un fichier d'espace des phases dure 200 fois moins longtemps qu'un calcul classique. Il permet donc de calculer rapidement la dose en aval des mâchoires dans différentes géométries (différents fantômes, différentes incidences). En revanche, le temps nécessaire à l'élaboration du fichier pour construire l'espace des phases est identique à celui d'une modélisation classique (validation comprise) et donc très longue. De plus, un fichier d'espace des phases est un fichier conséquent en termes de taille puisque qu'il est supérieur à 2,5 Go ce qui nécessite d'avoir des moyens de calcul avec d'importantes ressources mémoires.

6.2 La modélisation du Clinac 2100C 25 MV

La modélisation du Clinac 2100C 6 MV ayant été validée dans le chapitre précédent, nous nous sommes appuyés sur cette base pour une nouvelle modélisation du Clinac 2100C mais cette fois-ci pour le faisceau de 25 MV. Compte tenu des contraintes infligées par cette modélisation, il a été nécessaire de recourir à de nouveaux éléments pour la validation.

Après la présentation de la modélisation du Clinac 2100C 25 MV, l'ajustement du faisceau d'électrons incidents est exposé. Ensuite, le modèle ajusté est utilisé pour calculer des profils pour différentes tailles de champ et des rendements pour valider complètement le modèle.

6.2.1 La modélisation de la géométrie

La modélisation du Clinac 2100C 6 MV a servi de base à la construction du Clinac 2100C 25 MV. En effet, entre ces deux accélérateurs, seuls la cible et le cône égalisateur diffèrent. La cible de l'accélérateur 25 MV est constituée de deux cylindres de cuivre et de tungstène plus épais que ceux du 6 MV. Le cône est de forme plus complexe que celui du 6 MV et est constitué de 71 cônes tronqués en tungstène recouvrant un cône en tantale. La Figure 6- 3 présente la modélisation du Clinac 2100C 25 MV et la Figure 6- 4 un agrandissement du cône égalisateur en 3D et en coupe.

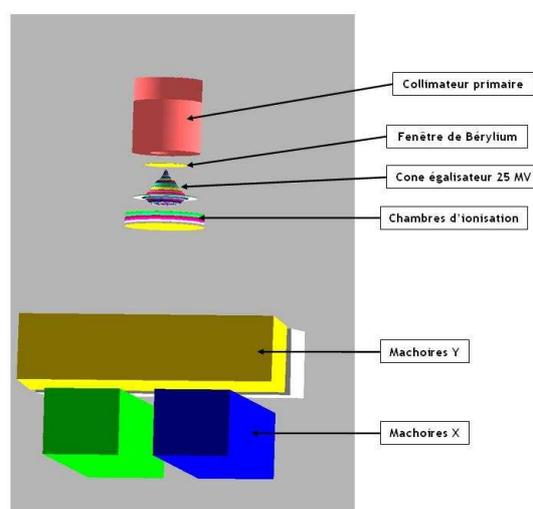


Figure 6- 3 : Visualisation en trois dimensions de la modélisation du Clinac 2100C 25 MV

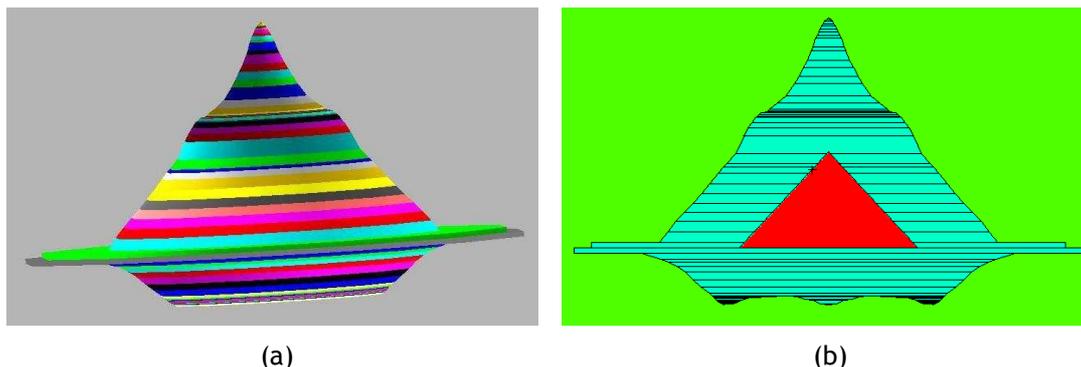


Figure 6- 4 : Visualisation du cône égalisateur en 3D (a) et en coupe (b)

6.2.2 L'ajustement du faisceau d'électrons incidents et sa validation

Afin de valider cette modélisation, nous avons souhaité appliquer la même méthode que pour le Clinac 2100C 6 MV pour le calcul des profils de dose et des rendements en profondeur dans la cuve à eau, c'est-à-dire calculer un tally *F8 pour une série de sphères placées dans la cuve à eau. Ceci n'a pas pu être possible compte tenu du temps d'une simulation qui était supérieur à 1 mois (calcul non abouti) avec un nombre initial d'histoires stochastiques de 1×10^9 compte tenu de la géométrie plus complexe de la modélisation et en particulier de l'épaisseur de la cible et de la description du cône égalisateur. Il était alors nécessaire de rechercher une méthode ou un outil dans MCNPX pour pouvoir effectuer cette simulation.

6.2.2.1 L'utilisation de la carte PEDEP

Afin de pouvoir obtenir des résultats de simulation pour la modélisation du Clinac 2100C 25 MV, nous avons utilisé un MESH tally de type 1 (mesh tally de trace de particules) en association avec la carte PEDEP disponible dans le code MCNPX version 2.5 [Hendricks *et al.*, 2004] dans la cuve à eau [Bednarz and Xu, 2009].

Un MESH tally revient à disposer sur la géométrie un maillage afin de servir de grille de tally. Dans notre cas, nous avons défini le maillage parallélépipédique suivant :

```
tmesh
  rmesh1:e PEDEP
  cora1 -2.5 2.5
  corb1 -25 100i 25
  corc1 109 111
endmd
```

Où e, désigne le type de particules auxquelles s'applique le MESH tally ; les électrons dans notre cas,

cora1, la définition du maillage entre -2,5 cm et 25, cm selon x,

corb1, la définition du maillage entre -25 cm et 25 cm selon y tous les 0,25 cm,

corc1, la définition du maillage entre 109 cm et 110 cm.

La superposition de ce MESH tally (quadrillage) sur la géométrie de la cuve à eau dans un plan XY est illustrée sur la Figure 6- 5. D'un point de vue de la physique, l'utilisation de la carte PEDEP en association avec ce MESH tally est équivalente à l'utilisation d'un tally F6 ou *F8, c'est-à-dire à un dépôt d'énergie moyenne dans un volume (MeV.cm^{-3}). En revanche le nombre initial d'histoires stochastiques nécessaire pour avoir une statistique inférieure à 5% peut être réduit jusqu'à 1×10^6 .

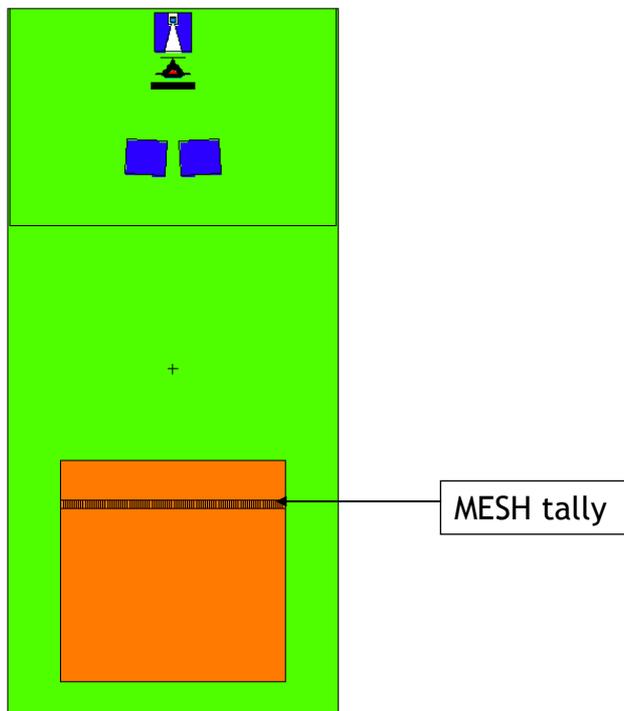


Figure 6- 5 : Représentation du MESH tally dans la cuve à eau (en orange)

6.2.2.2 Ajustement du faisceau d'électrons incidents

Pour valider cette modélisation, nous avons donc appliqué ce MESH tally avec la carte PEDEP à notre simulation d'abord pour un champ classique $10 \times 10 \text{ cm}^2$ puis pour d'autres tailles de champs. Les différentes optimisations préalablement détaillées ont été conservées à l'exception de l'espace des phases.

6.2.2.2.1 Matériels et méthodes

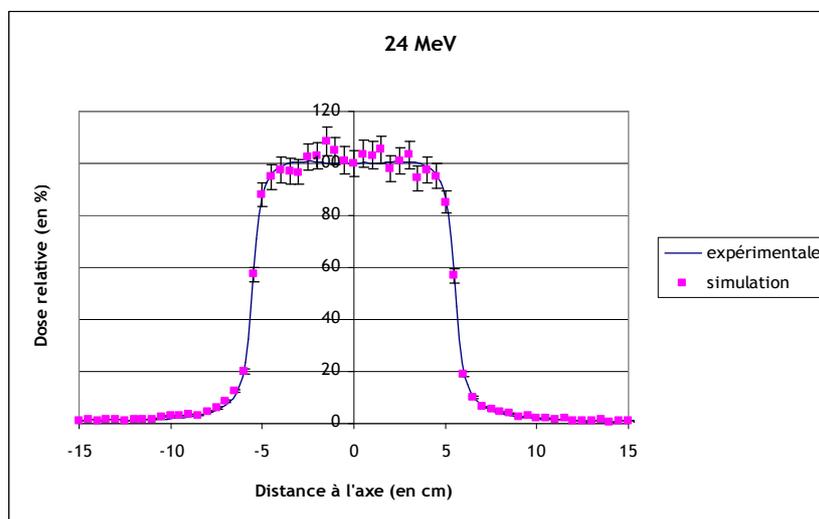
De la même manière que pour le Clinac 2100C 6 MV, nous avons ajusté les paramètres du faisceau incident en comparant des profils calculés et mesurés. En ce qui concerne les profils expérimentaux, ils ont été acquis dans une cuve à eau avec une chambre d'ionisation de type PTW3101 à une distance source-peau égale à 100 cm et à une profondeur de 10 cm pour les tailles de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$ et $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Les rendements ont été acquis dans l'axe du faisceau à l'aide de chambres d'ionisation pour les mêmes tailles de champ.

Le faisceau d'électrons a été modélisé à l'aide d'une distribution spatiale répartie de façon uniforme sur un disque de 0,1 cm de rayon placé à 0,01 cm de la cible. Les profils ont été calculés

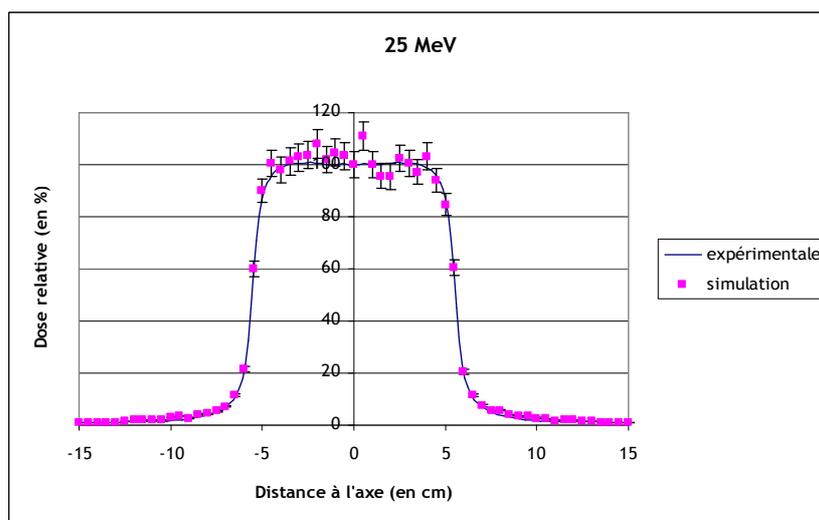
dans un premier temps pour un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ avec une distribution en énergie uniforme et des énergies moyennes du faisceau d'électrons incidents comprises entre 24 MeV et 27 MeV par pas de 0,1 MeV. Ensuite, nous avons simulé une distribution gaussienne avec des largeurs à mi-hauteur allant de 0,1 à 0,5 MeV centrée sur l'énergie moyenne déterminée dans la première étape d'ajustement et nous avons calculé les profils pour un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Pour le choix des paramètres les plus adaptés, le critère du gamma index a été utilisé. Enfin, pour valider complètement le modèle, les profils de dose et les rendements en profondeur ont été calculés pour des champs de $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $30 \times 30 \text{ cm}^2$ et $40 \times 40 \text{ cm}^2$.

6.2.2.2 Résultats concernant l'ajustement du faisceau d'électrons incidents

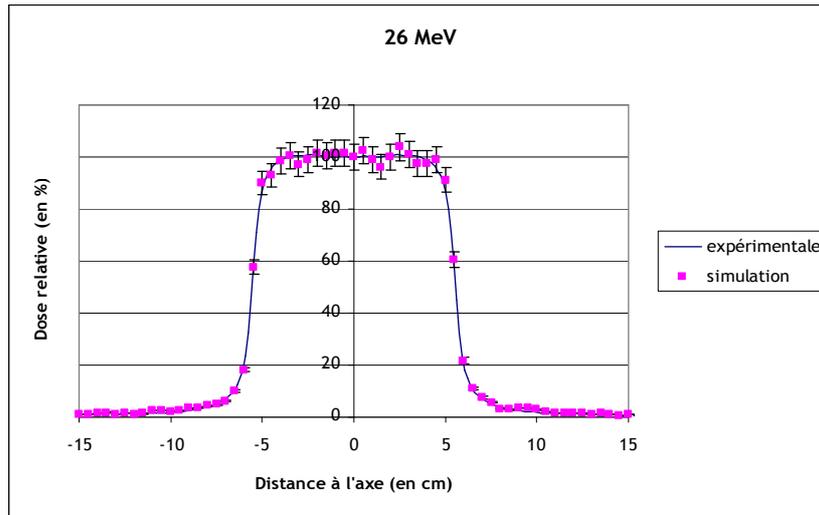
La Figure 6- 6 présente les différents profils de dose expérimental et calculés pour une distribution en énergie uniforme et pour différentes valeurs d'énergie moyenne.



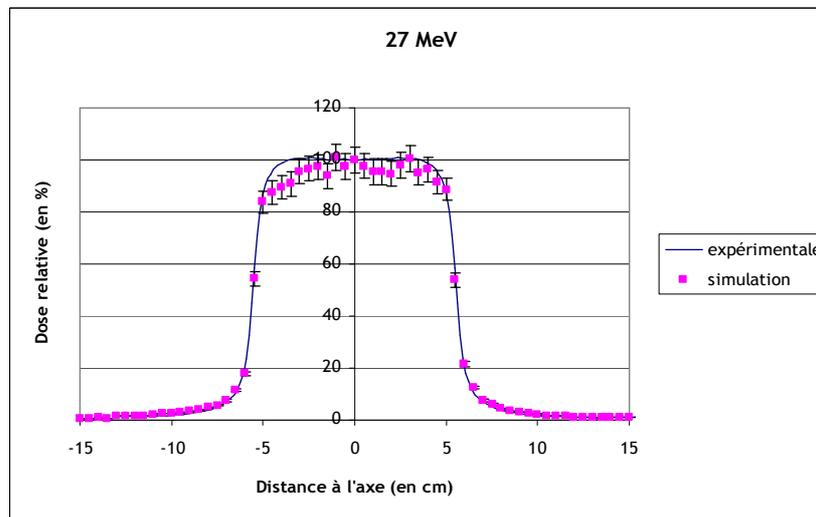
(a)



(b)



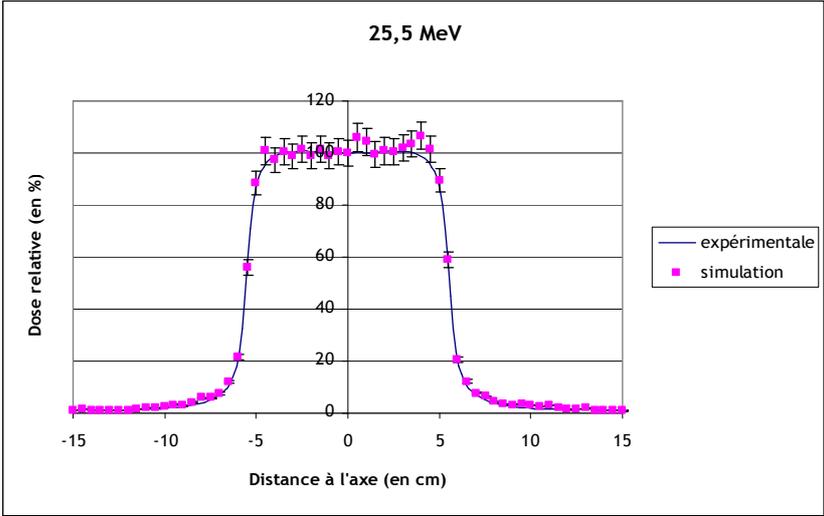
(c)



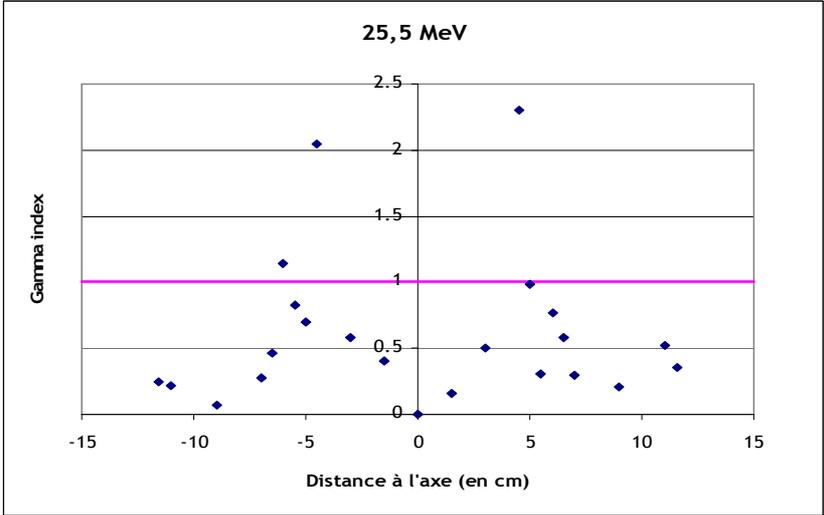
(d)

Figure 6- 6 : Comparaison des profils de dose expérimental et calculés pour des énergies moyennes du faisceau d'électrons incidents comprises entre 24 MeV (a) et 27 MeV (b)

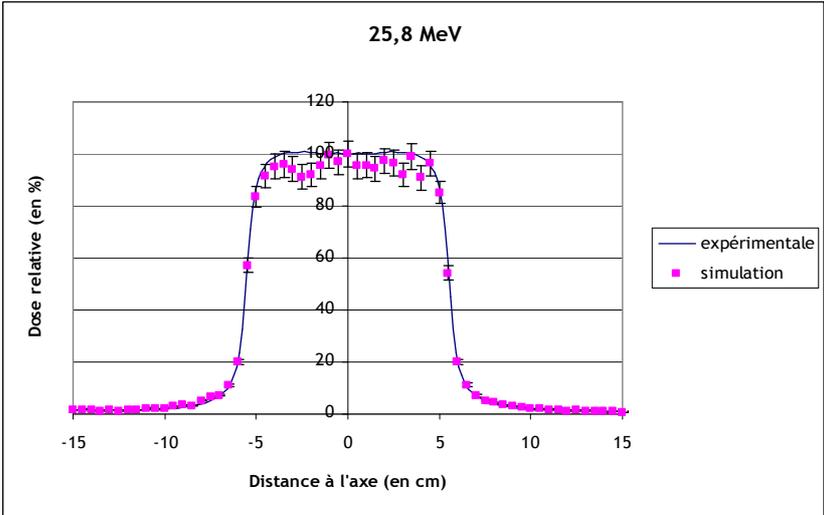
L'observation des profils et les gamma index calculés pour les différentes énergies nous ont permis de montrer que l'énergie moyenne du faisceau devait se trouver entre 25,5 MeV et 27 MeV. Nous avons donc cherché à affiner l'énergie moyenne du faisceau en modélisant d'autres faisceaux monoénergétiques sur une gamme allant de 25,5 MeV à 26,9 MeV. La Figure 6- 7 présente les profils ainsi que les gamma index associés pour certaines valeurs d'énergie.



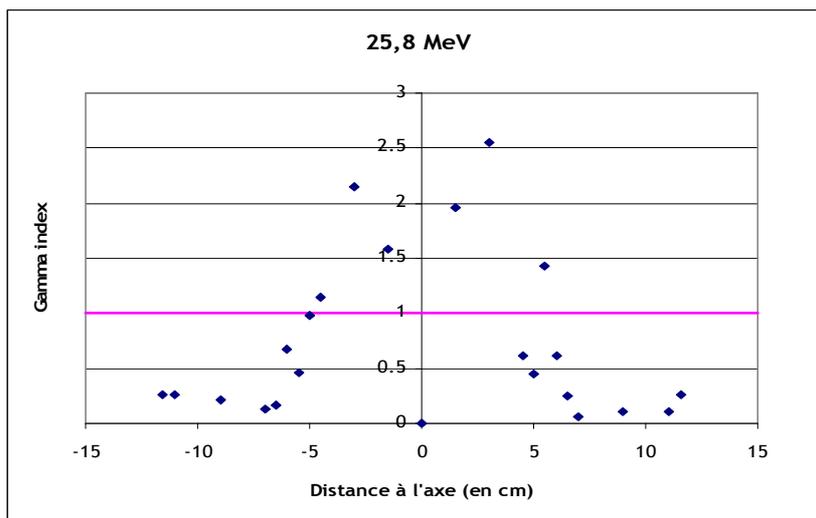
(a)



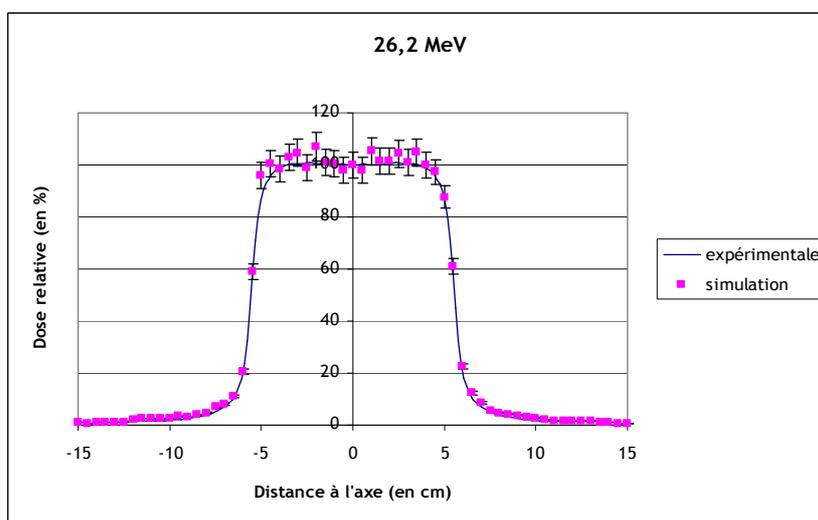
(b)



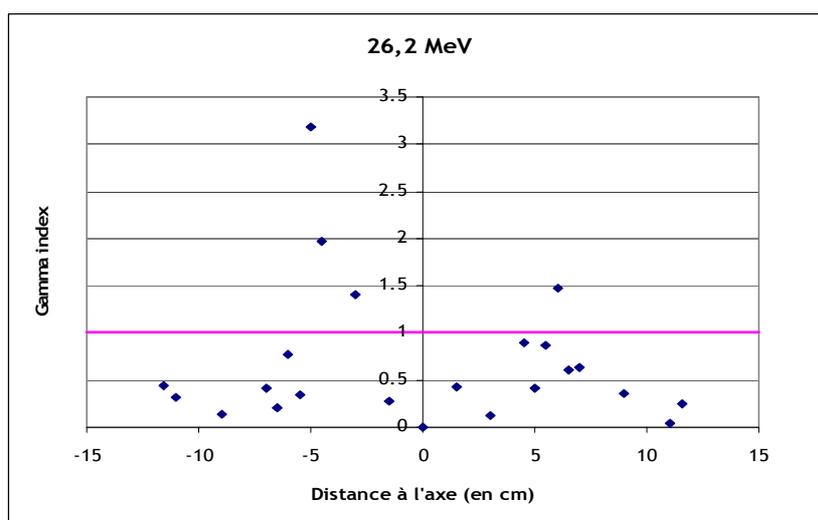
(c)



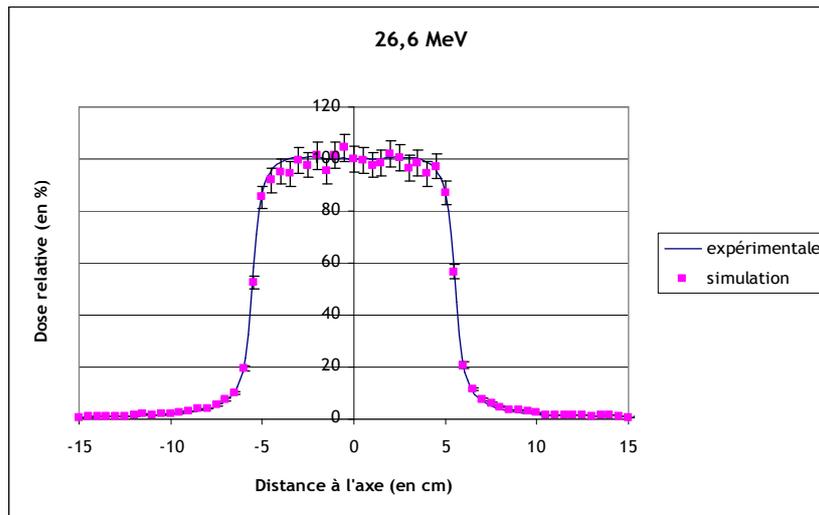
(d)



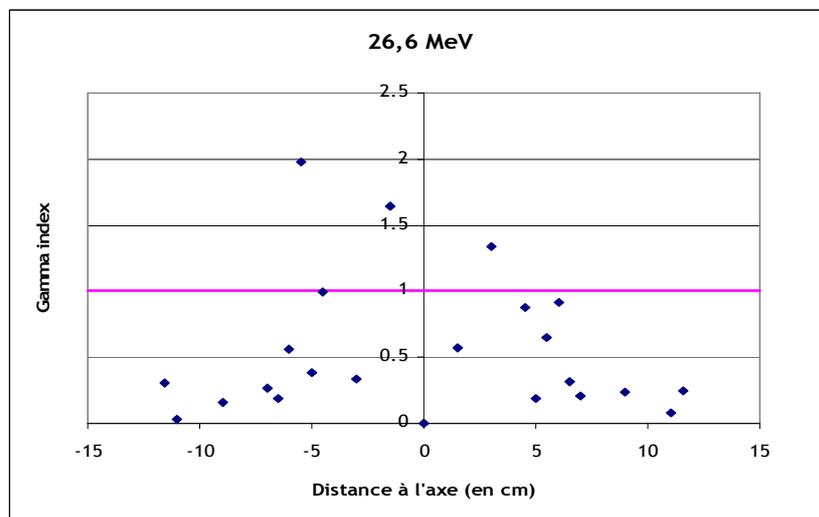
(e)



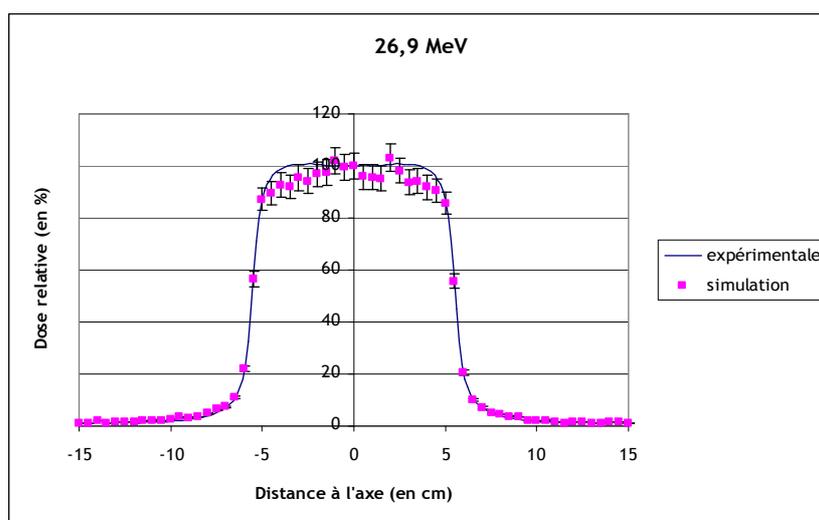
(f)



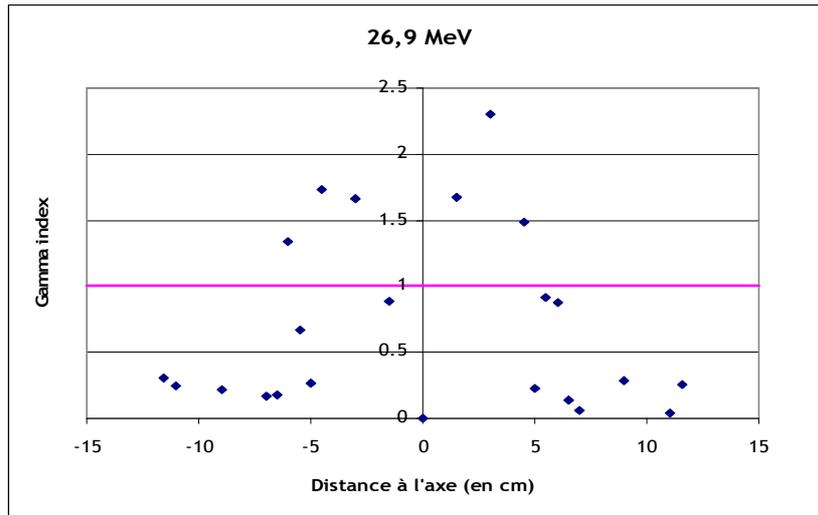
(g)



(h)



(i)

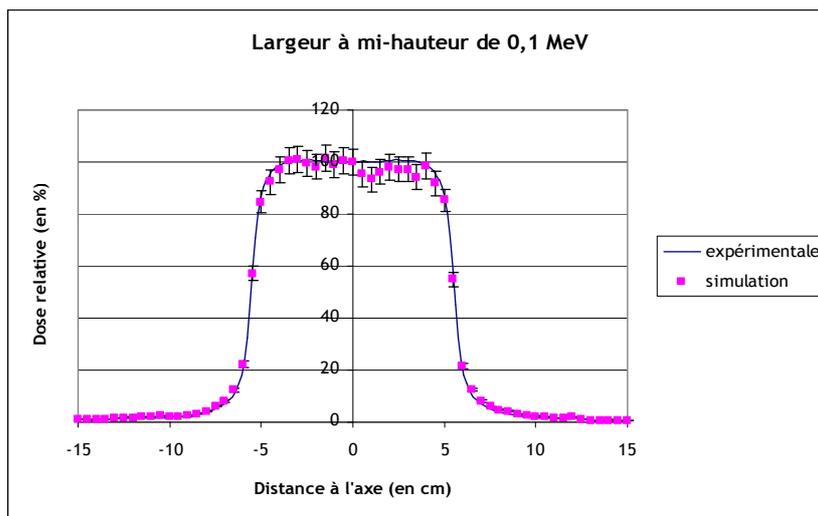


(j)

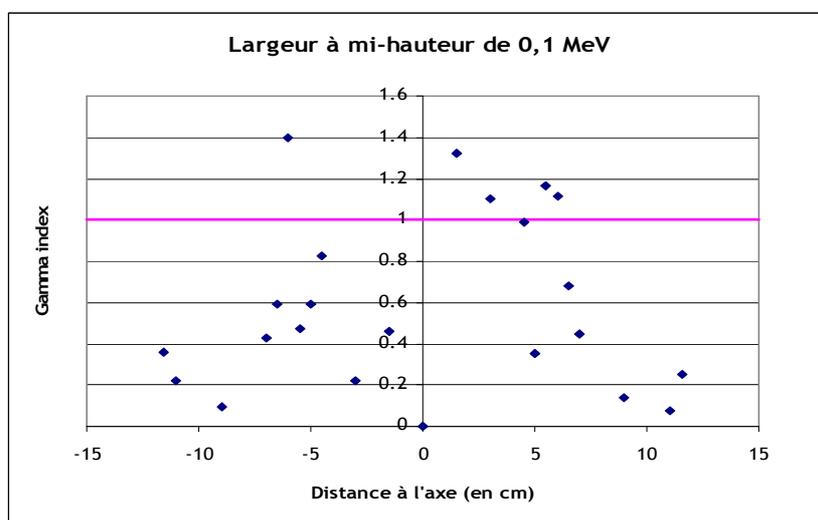
Figure 6- 7 : Comparaison du profil de dose expérimental et des profils de dose calculés ainsi que des gamma index associés pour des énergies moyennes du faisceau d'électrons incidents comprises entre 25,5 MeV (a et b) et 26,9 MeV (i et j)

Les différents calculs nous ont permis, par l'observation des gamma index, de déterminer l'énergie la plus adaptée pour modéliser le faisceau d'électrons. En effet, pour toutes les énergies, il existe au moins un point situé au dessus de la valeur 2 à l'exception de l'énergie 26,6 MeV où le gamma index n'excède pas 1,98. Cette énergie a donc été retenue pour les calculs suivants.

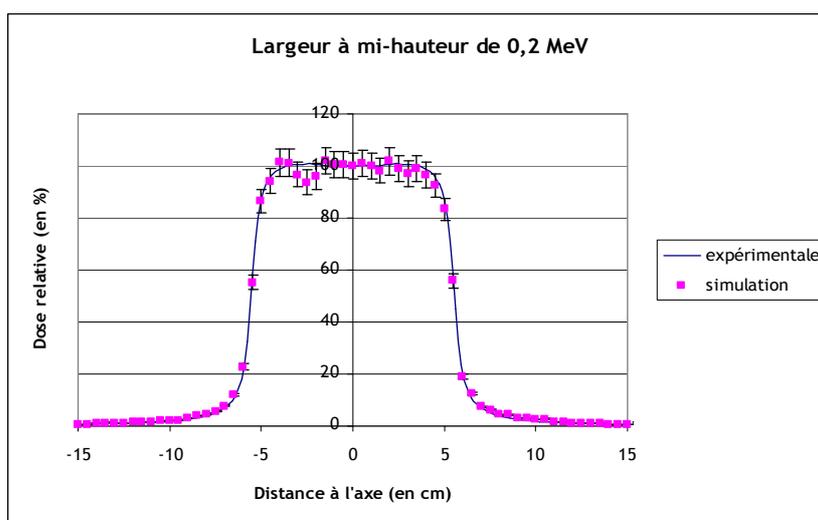
Afin de conclure sur notre modélisation, nous avons modélisé le faisceau d'électrons à l'aide d'un faisceau gaussien d'énergie moyenne 26,6 MeV avec des largeurs à mi-hauteur comprises entre 0,1 MeV et 0,5 MeV. Les résultats obtenus sont présentés sur la Figure 6- 8.



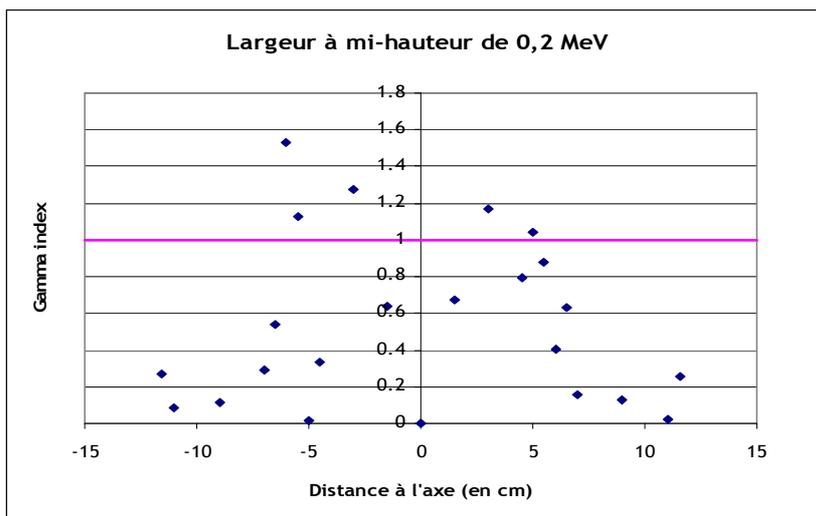
(a)



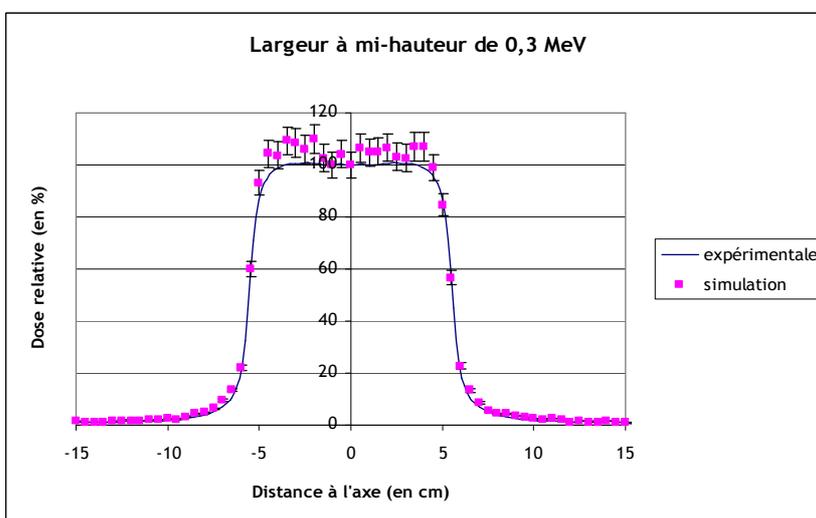
(b)



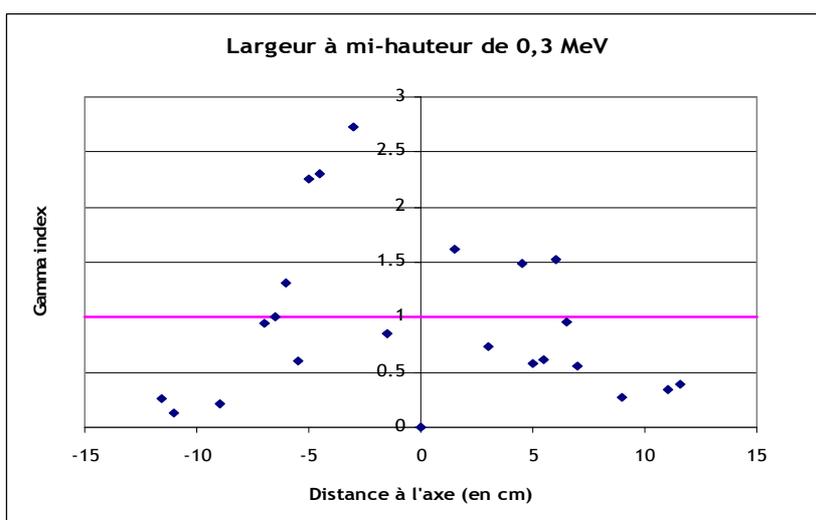
(c)



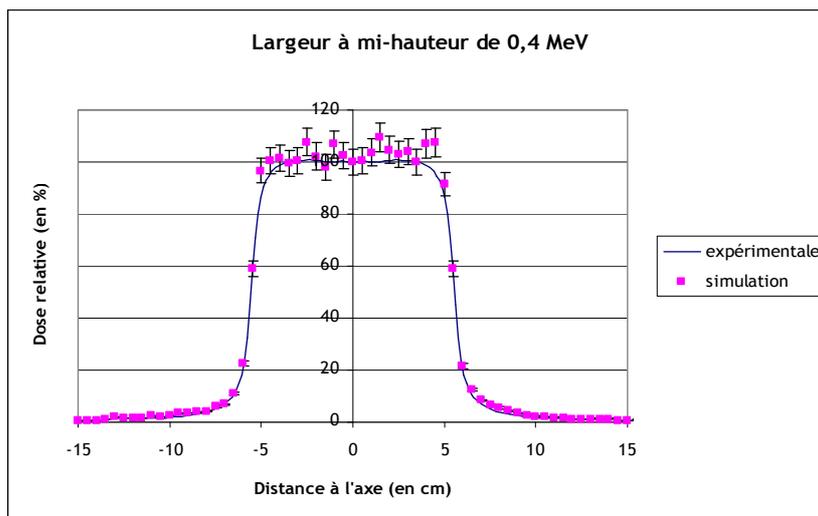
(d)



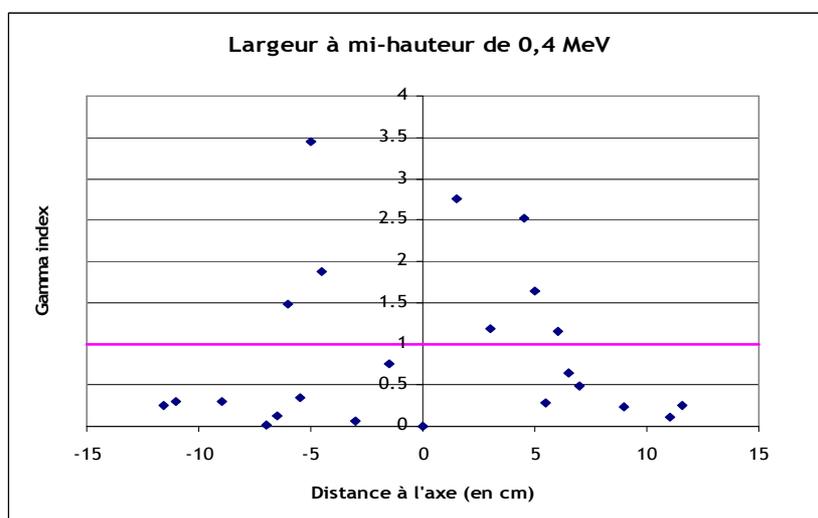
(e)



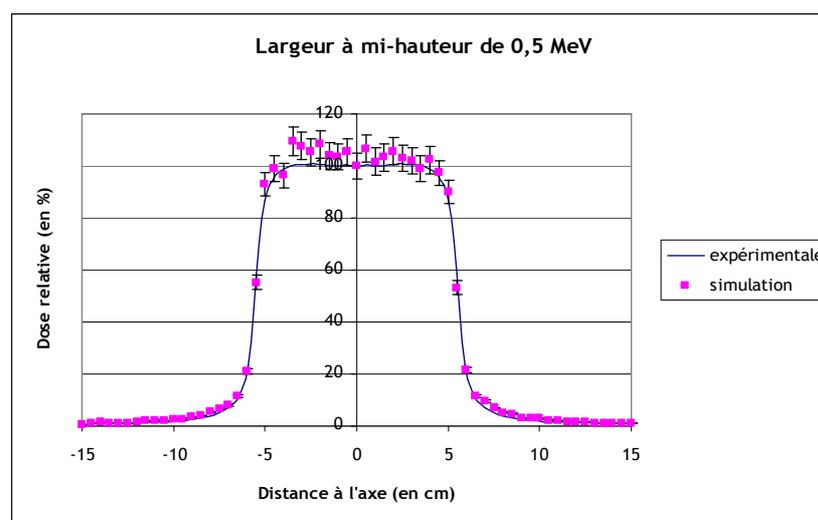
(f)



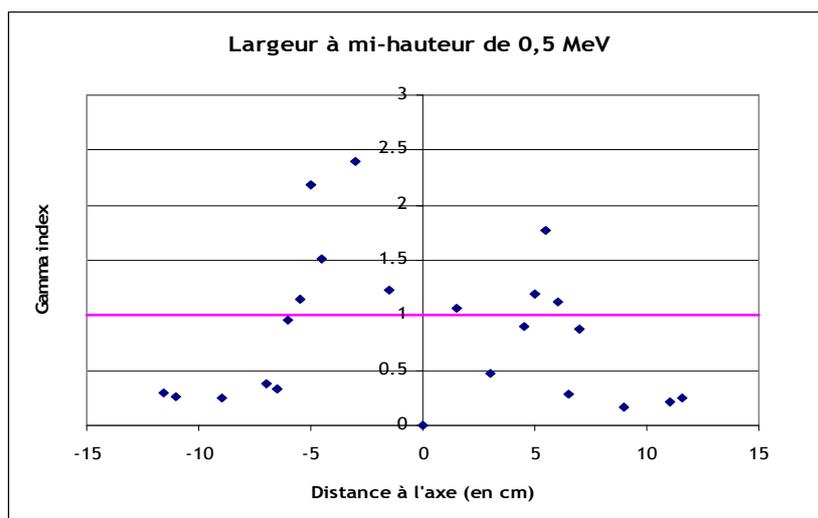
(g)



(h)



(i)



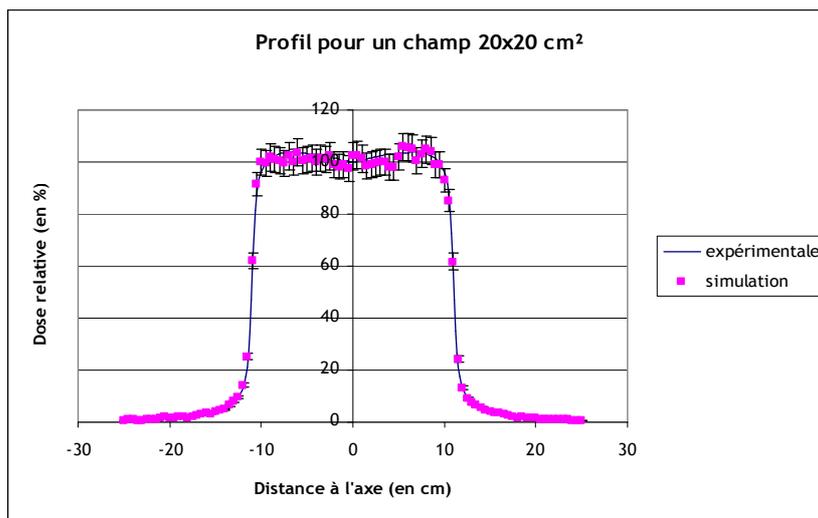
(j)

Figure 6- 8 : Comparaison des profils de dose expérimental et des profils de dose calculés ainsi que des gamma index associés pour des distributions gaussiennes d'énergie moyenne de 26,6 MeV avec des largeurs à mi-hauteur allant de 0,1 MeV (a et b) à 0,5 MeV (i et j)

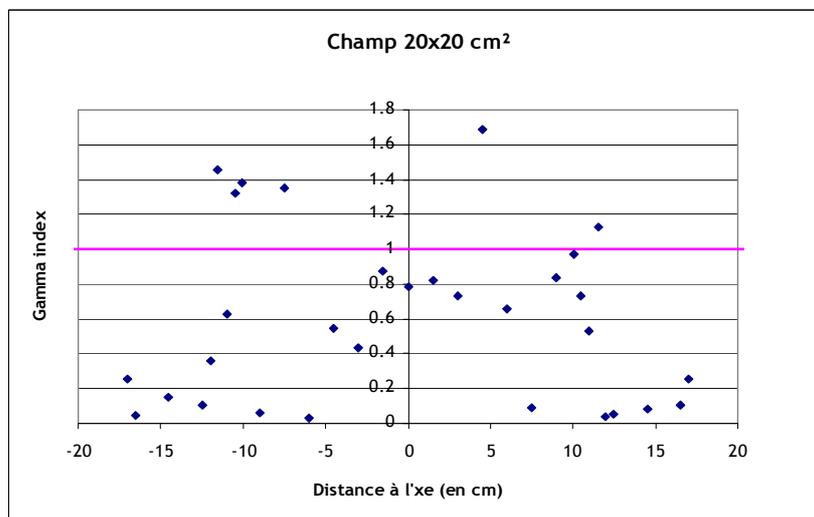
Les gamma index des gaussiennes avec les largeurs à mi-hauteur de à 0,3, 0,4 et 0,5 sont supérieurs à 2. En revanche, ceux pour des largeurs à mi-hauteur de 0,1 et 0,2 sont respectivement de 1,40 et 1,53. Cependant, bien que ces valeurs de gamma index soient plus faibles que celles obtenues pour le faisceau monoénergétique, leur nombre est significativement plus élevé. Pour rappel, seuls trois point étaient supérieurs à 1 pour le faisceau monoénergétique, alors que le minimum de point est de 5 toutes distributions gaussiennes confondues. Dès lors, nous avons décidé que la modélisation la plus adaptée pour représenter le faisceau réel était une distribution monoénergétique de 26,6 MeV.

6.2.2.3 Profils pour les autres tailles de champ

Les profils de dose expérimentaux et calculés pour des champs de 20x20 cm², 30x30 cm² et 40x40 cm² et les gamma index associés sont présentés sur les Figure 6- 9, Figure 6- 10, Figure 6- 11. Les profils de doses calculés sont proches des profils de doses expérimentaux, ce qui nous permet de valider notre modélisation du Clinac 2100C 25 MV pour les profils de dose.

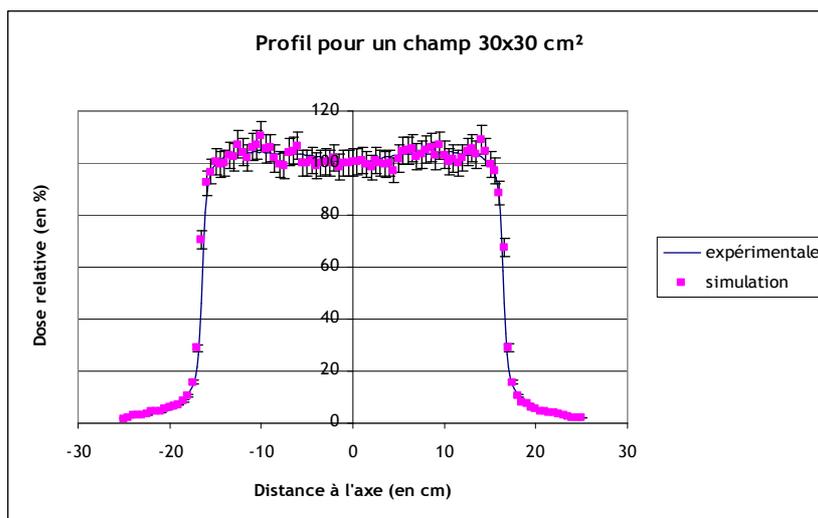


(a)

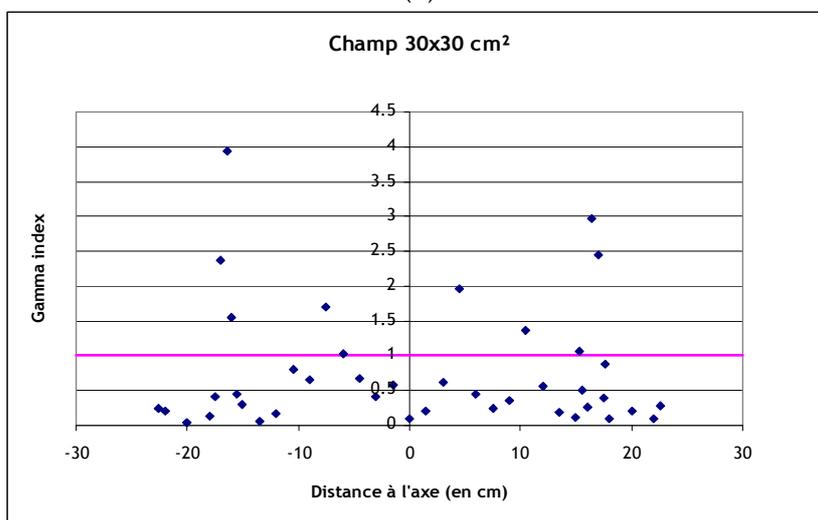


(b)

Figure 6- 9 : Profil de dose (a) et gamma index (b) pour un champ de 20x20 cm²

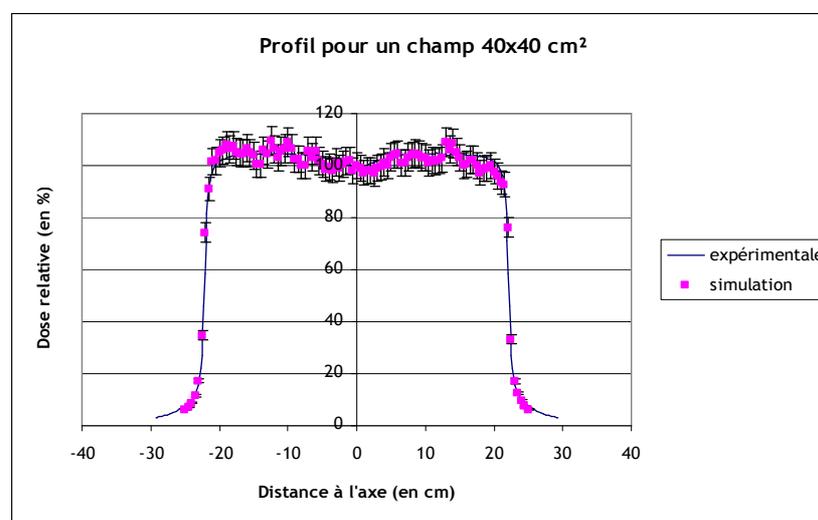


(a)

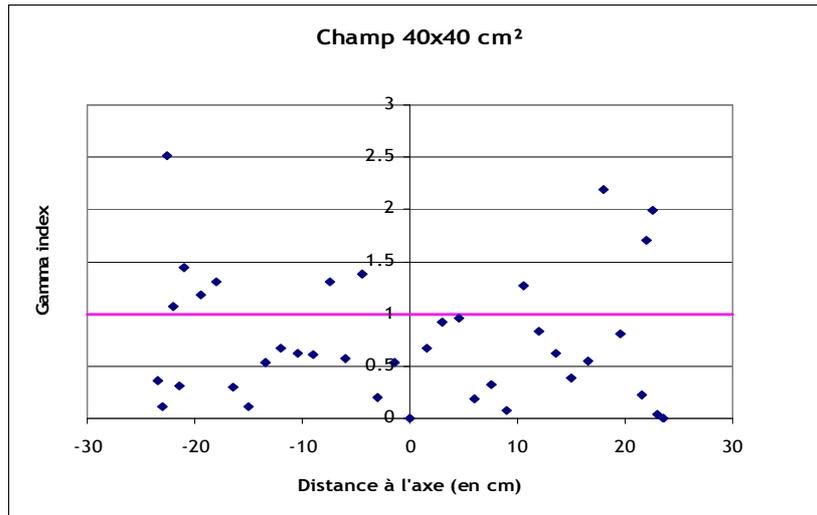


(b)

Figure 6- 10 : Profil de dose (a) et gamma index (b) pour un champ de 30x30 cm²



(a)

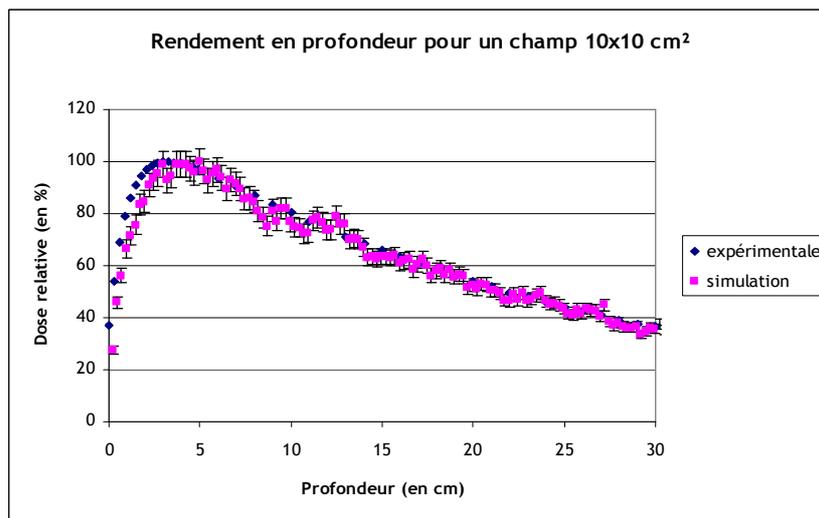


(b)

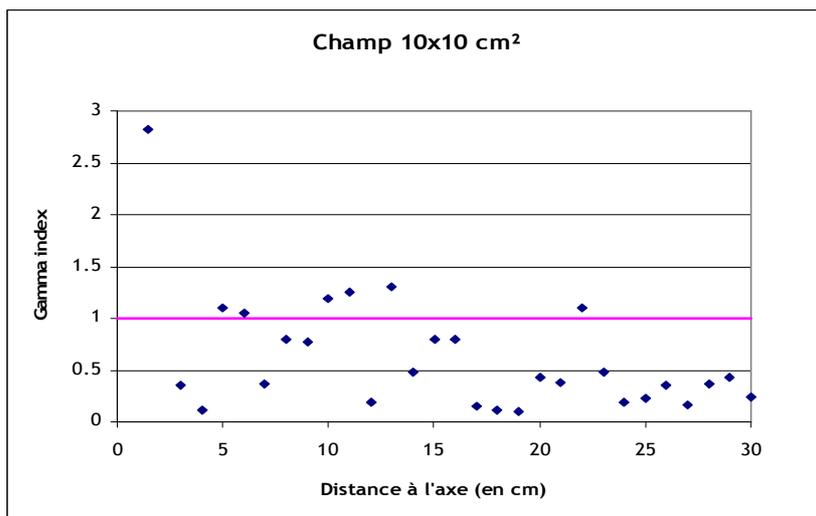
Figure 6- 11 : Profil de dose (a) et gamma index (b) pour un champ de 40x 40 cm²

6.2.2.4 Les rendements en profondeur

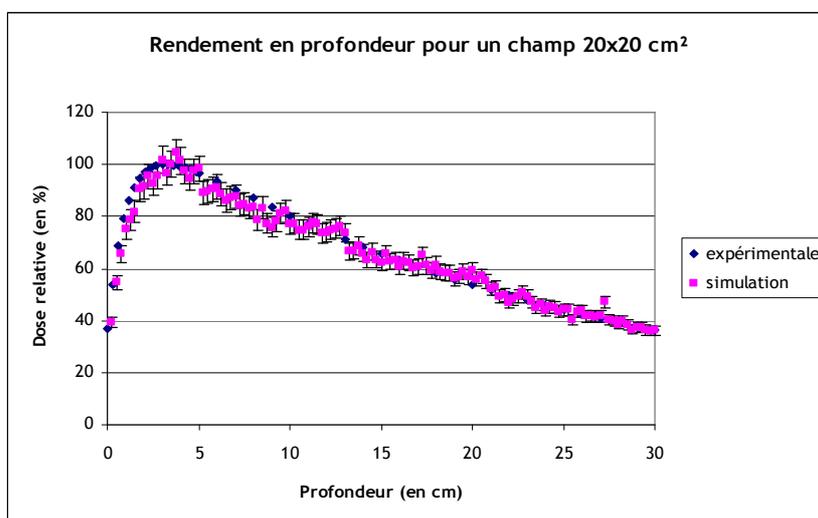
Les résultats des rendements en profondeur et les gamma index associés pour des champs de 10x10 cm², 20x20 cm², 30x30 cm² et 40x40 cm² sont présentés sur la Figure 6- 12. Les rendements en profondeur obtenus avec l'utilisation du MESH tally associé à la carte PEDEP permettent de constater une bonne corrélation entre ces derniers et les rendements en profondeur obtenus expérimentalement. En effet, en appliquant le critère du gamma index, nous observons des valeurs maximales respectivement de 2,82 pour un champ de 10x10 cm², 2,49 pour un champ 20x20 cm², 2,65 pour un champ de 30x30 cm² et de 1,61 pour un champ de 40x40 cm².



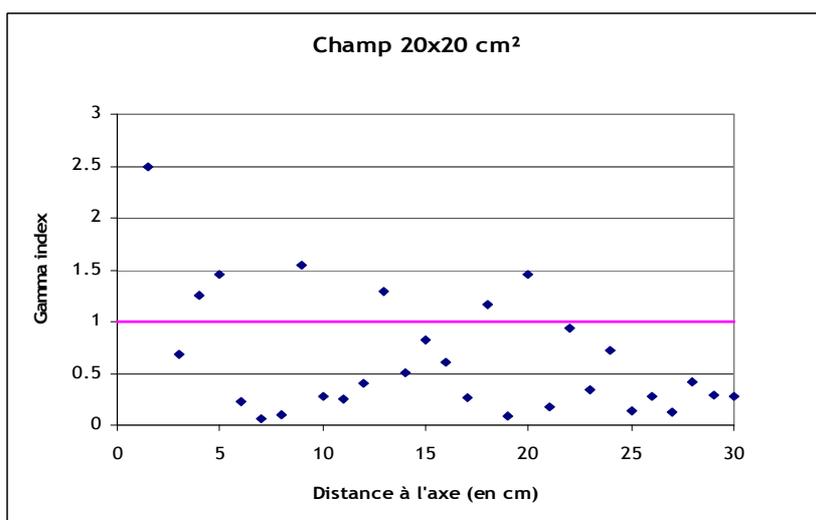
(a)



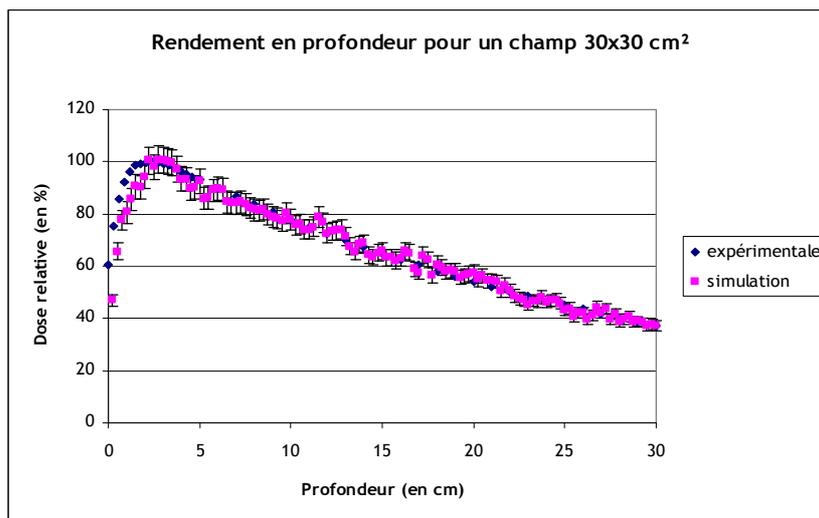
(b)



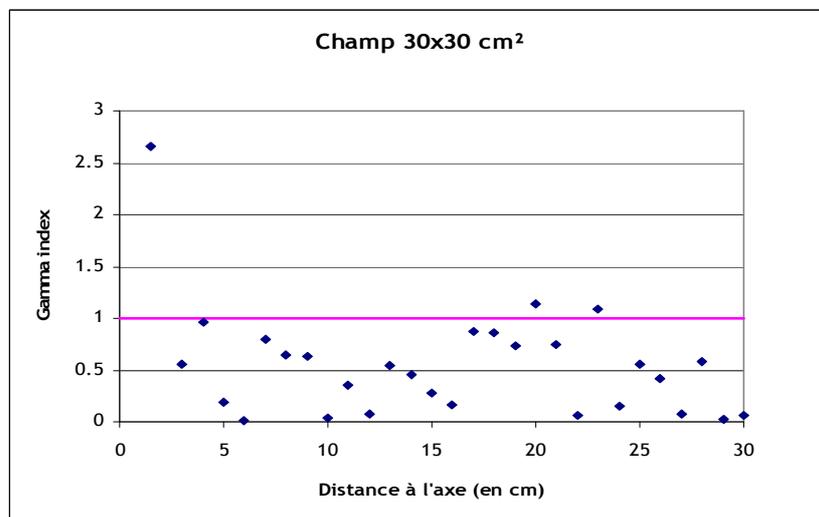
(c)



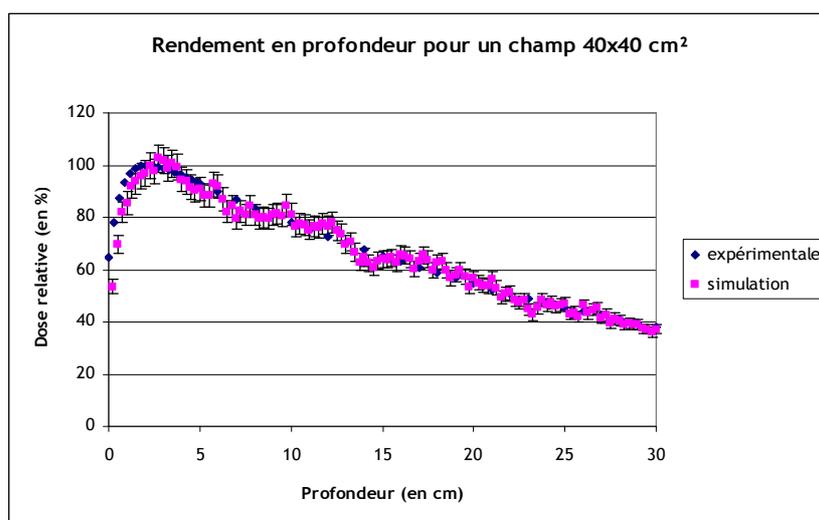
(d)



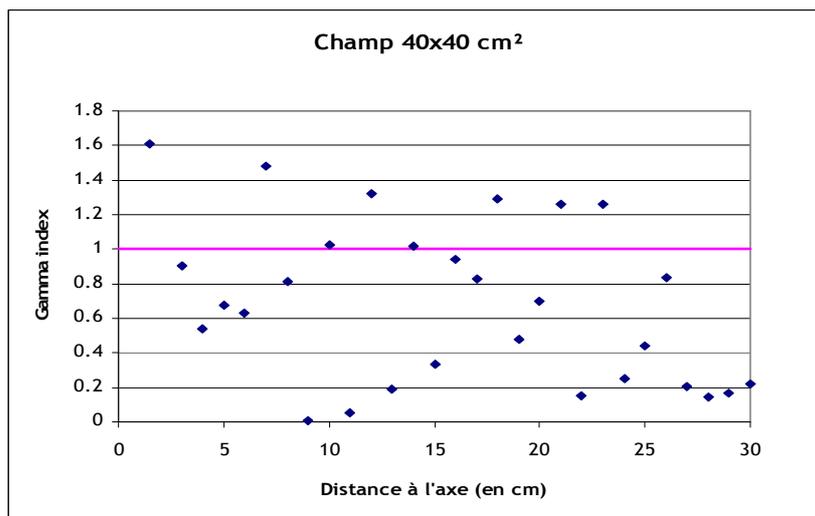
(e)



(f)



(g)



(h)

Figure 6- 12 : Rendements en profondeur et gamma index pour des champs de 10x10 cm² (a et b), 20x20 cm² (c et d), 30x30 cm² (e et f) et 40x40 cm² (g et h)

6.2.3 Conclusion

Toutes les simulations effectuées avec la modélisation du Clinac 2100C 25 MV comprenant les différentes optimisations et avec un terme source défini comme une distribution monoénergétique de 26,6 MeV, nous ont permis d’avoir une modélisation réaliste de cet accélérateur linéaire. L’élément le plus important de cette validation a été l’application d’un MESH tally de type 1 associé à la carte PEDEP, permettant, en association avec différents paramètres de réduction de variance, de réduire le temps de calcul d’un facteur 60, avec un temps de calcul passant de plus d’un mois à 12 heures en utilisant un cluster de 26 nœuds comprenant chacun un processeur 3 GHz sous un environnement Linux (Redhat).

6.3 Optimisation de la modélisation du Clinac 2100C 6 MV

En tenant compte des résultats obtenus suite à la validation du Clinac 2100C 25 MV, nous avons appliqué les MESH tally et la carte PEDEP à la modélisation du Clinac 2100C 6 MV afin de quantifier le gain de temps.

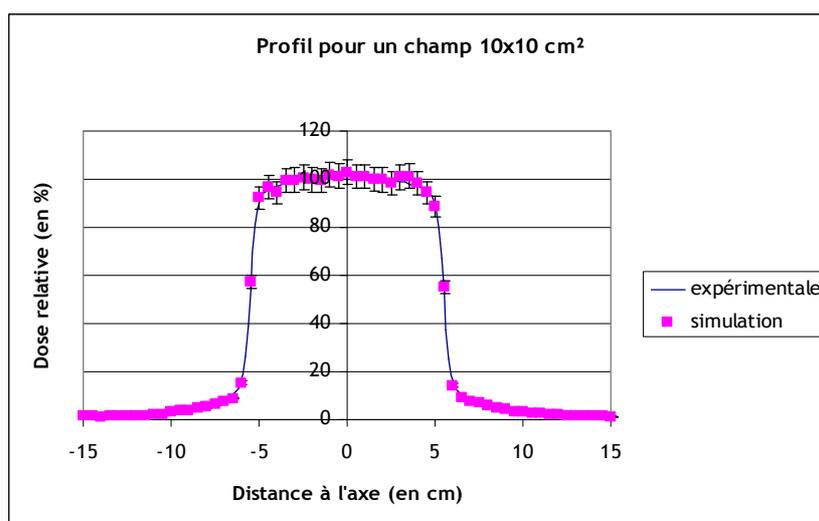
6.3.1 L’application du MESH tally et de la carte PEDEP à la modélisation du Clinac 2100C 6 MV

Dans la modélisation précédemment présentée du Clinac 2100C 6 MV, un MESH tally ainsi que la carte PEDEP ont été ajoutés afin de comparer tout d’abord les profils de dose et les rendements en profondeur pour les différentes tailles de champs mais aussi afin d’évaluer le gain en temps de calcul, car l’utilisation des sphères d’eau avec un tally *F8 implique un temps de calcul de deux semaines.

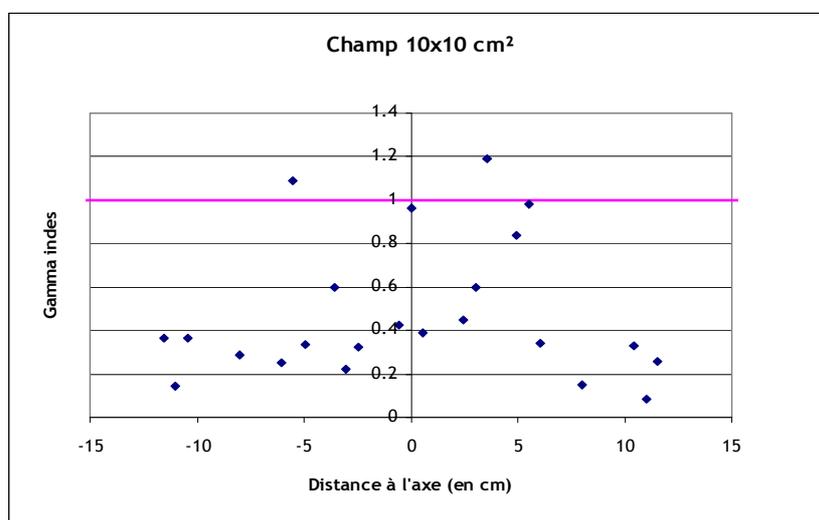
La définition du MESH tally est identique à celle du Clinac 2100C 25 MV et le faisceau est identique à celui déterminé lors de la précédente modélisation du Clinac 2100C 6 MV, c'est-à-dire une distribution gaussienne d'électrons centrée sur 6,2 MeV avec une largeur à mi-hauteur de 0,5 MeV.

6.3.1.1 Les profils de dose

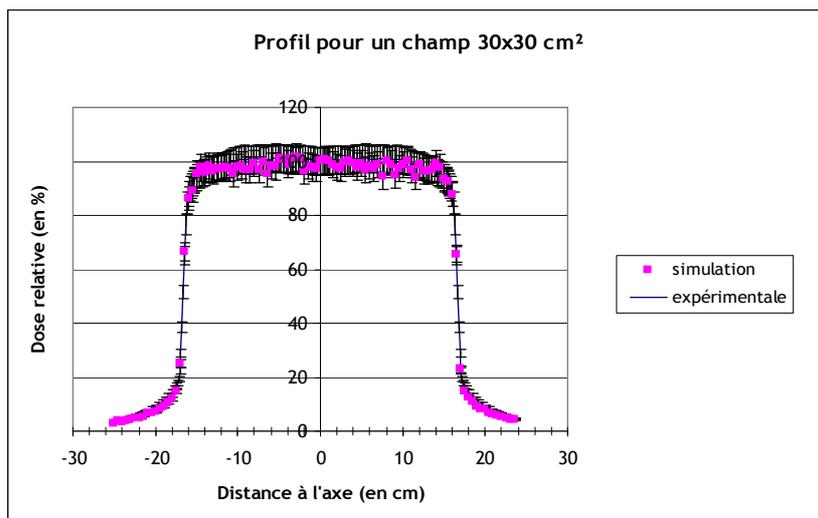
Les résultats pour des simulations pour des tailles de champ de 10x10 cm², 30x30 cm² et 40x40 cm² sont présentés sur la Figure 6- 13. Le maillage des MESH tallies a été adapté à la taille du champ.



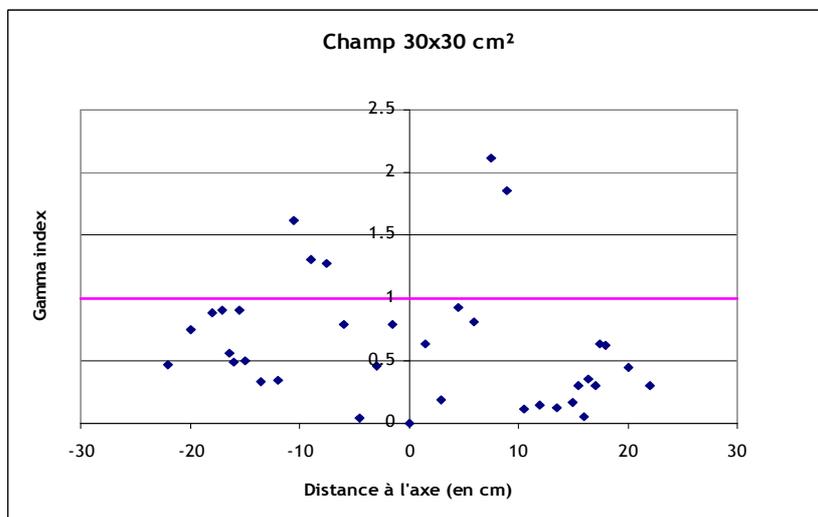
(a)



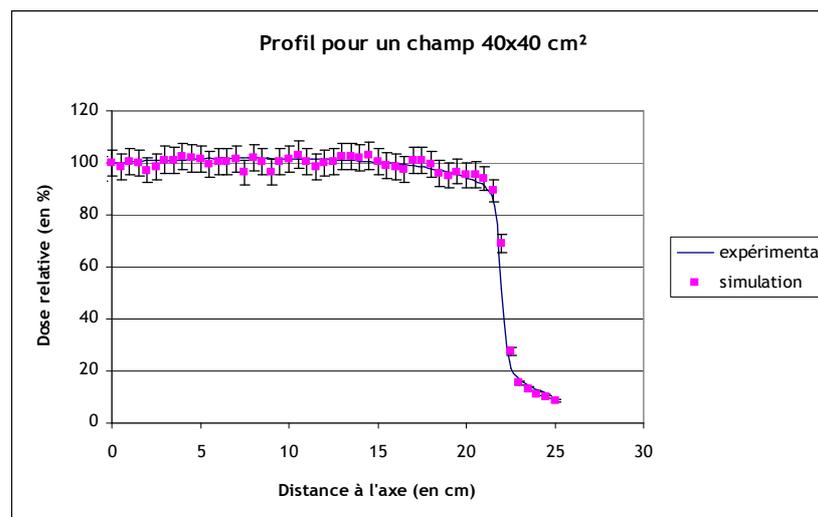
(b)



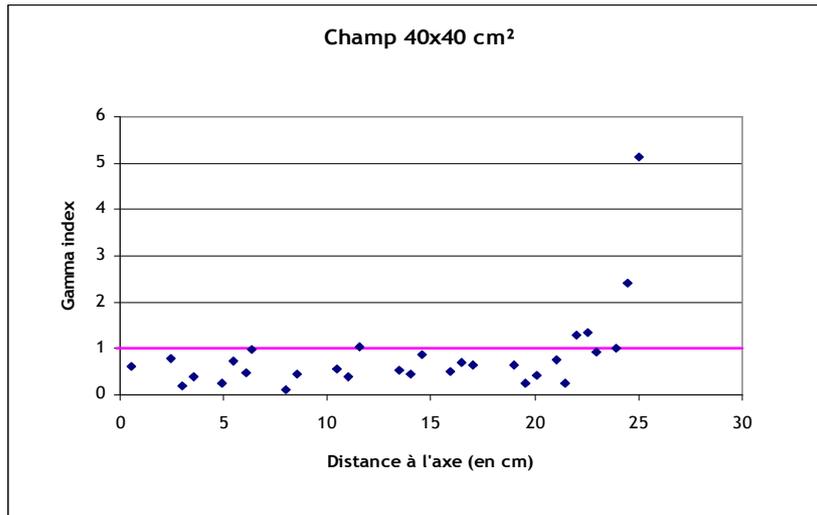
(c)



(d)



(e)

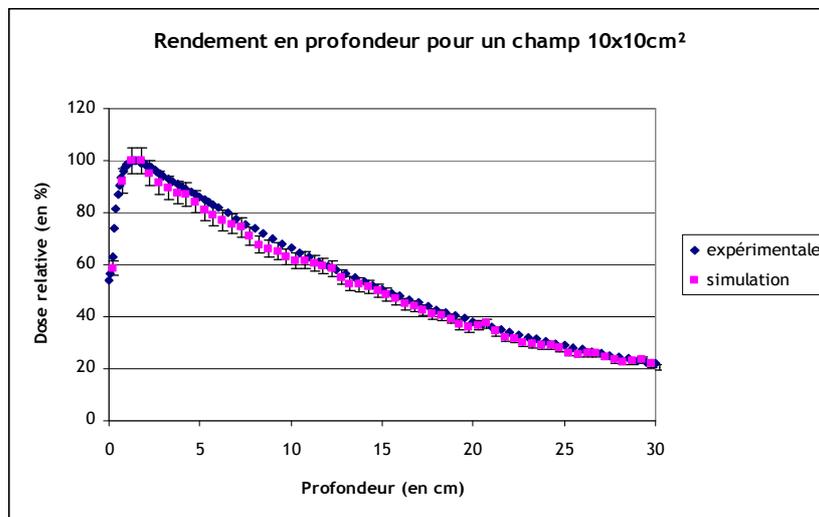


(f)

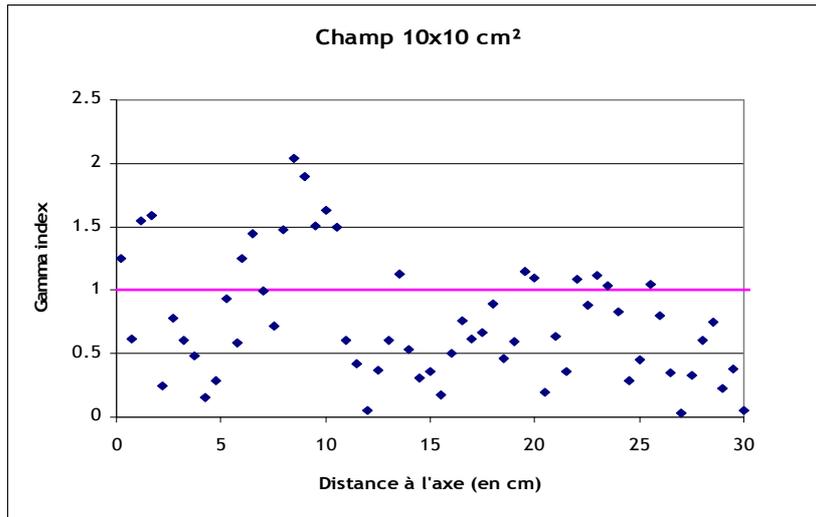
Figure 6- 13 : Profils de dose et gamma index pour des champs 10x10 cm² (a et b), 30x30 cm² (c et d) et 40 x 40 cm² (e et f)

6.3.1.2 les rendements en profondeur

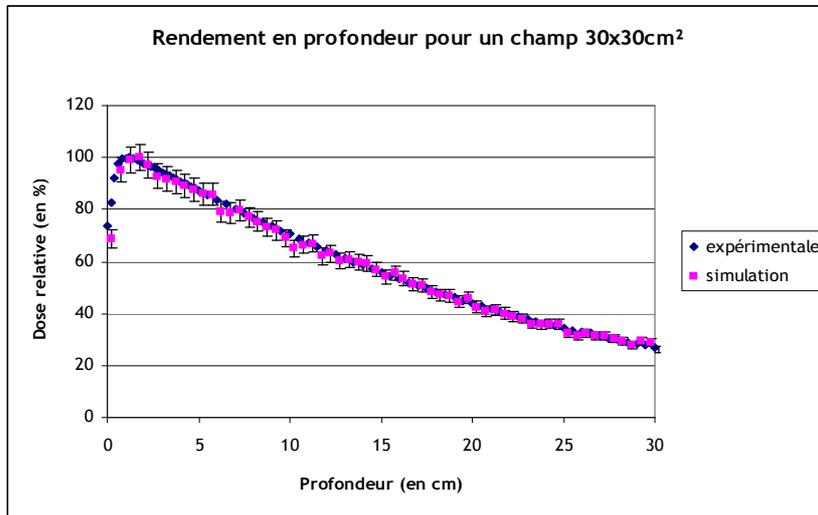
La Figure 6- 14 présente les rendements en profondeur pour les différentes tailles de champs obtenus à l'aide du MESH tally et de la carte PEDEP.



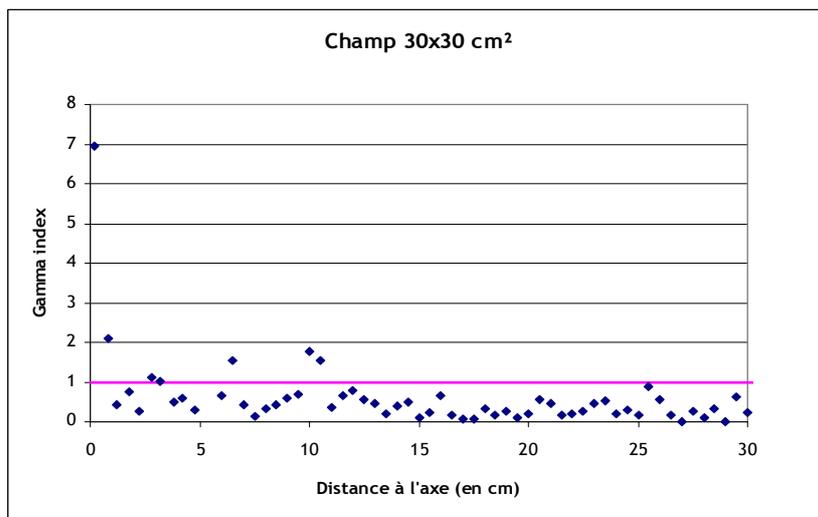
(a)



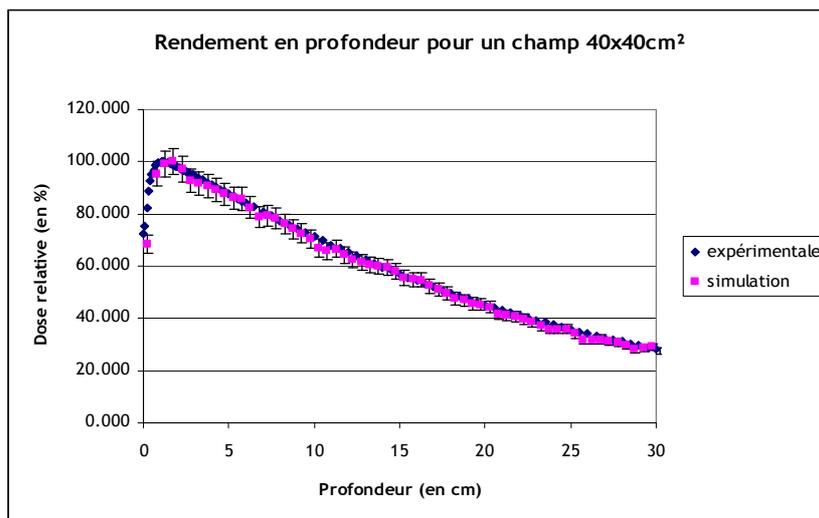
(b)



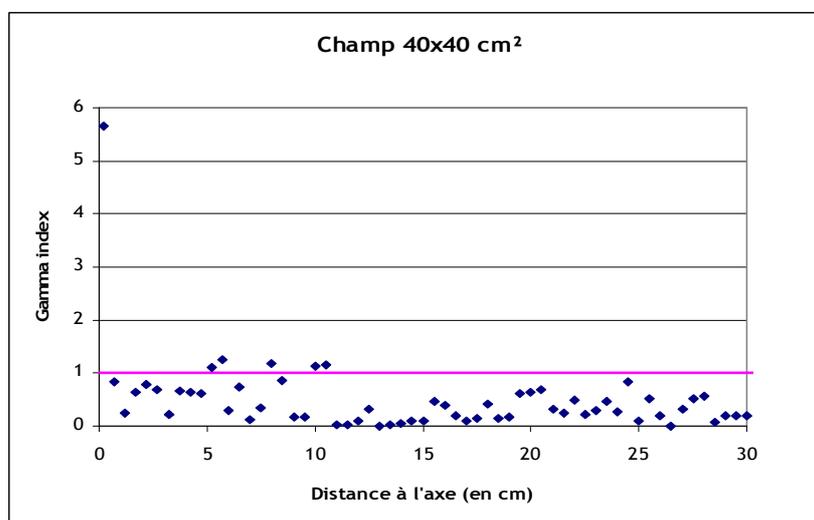
(c)



(d)



(e)



(f)

Figure 6- 14 : Rendements en profondeur et gamma index pour des champs de 10x10 cm² (a et b), 30x30 cm² (c et d) et 40x40 cm² (e et f)

6.3.2 Comparaison entre l'utilisation des sphères et d'un MESH tally-PEDEP

Afin de pouvoir déterminer l'apport de l'utilisation du MESH tally et de la carte PEDEP, nous avons comparé les profils de dose pour les différents champs d'irradiation et les rendements en profondeur pour le Clinac 2100C 6 MeV. Nous n'avons pas refait l'ajustement mais repris les paramètres du faisceau d'électrons déterminés dans le chapitre précédent.

Concernant le profil de dose pour un champ de 10x10 cm², la Figure 6- 13(b) permet de constater une amélioration du gamma index avec l'utilisation du MESH tally et de la carte PEDEP. En effet, tous les points du gamma index sont inférieurs à 1,2 pour cette configuration.

Concernant les profils de dose pour les champs 30x30 cm² et 40x40 cm², les comparaisons entre les gamma index ne nous permettent pas de conclure sur une amélioration des simulations pour les grands champs. Cependant, l'observation des profils avec (Figure 5-11 et 5-12) et sans la carte PEDEP nous permet de constater une meilleure définition de la base de la pénombre des profils et

cela pour tous les types de champs. Pour les rendements en profondeur, les résultats obtenus avec le MESH tally PEDEP sont similaires à ceux obtenus avec les sphères avec, pour un champ 10x10 cm², 12 points au-dessus de 1 pour un maximum de 1,83 pour les sphères de tally et 18 points au-dessus de 1 avec un maximum de 2,04 pour le MESH tally. De même, pour les champs 30x30 cm² et 40x40 cm², l'utilisation du MESH tally a réduit le nombre de point dont la valeur était supérieure à un en augmentant cependant la valeur de gamma index du premier point.

Enfin, alors que pour les modélisations avec les sphères, le temps de calcul était de 15 jours avec un cluster de 26 nœuds comprenant chacun un processeur 3 GHz sous un environnement Linux (Redhat), l'utilisation du MESH tally et de la carte PEDEP associés aux autres paramètres de réduction de variance, a drastiquement réduit ce temps de calcul à 12 heures, ce qui en fait sans conteste un des points forts de cette étude.

6.4 Conclusion

Une série d'outils pour simplifier la géométrie et le calcul issus des développements de MCNPX a été étudiée. La combinaison de cartes simplifiant la géométrie, de cartes permettant le biaisage des particules et d'une carte spécifique de tally (MESH tally associé à la carte PEDEP) a été mise en évidence pour optimiser une simulation de calcul avec un accélérateur linéaire.

De manière générale, il est envisageable de créer une nouvelle fonctionnalité dans SESAME dédiée à la radiothérapie externe limitée pour le moment pour des champs simples. Cette nouvelle fonctionnalité pourrait proposer dans un premier temps soit d'utiliser un espace des phases directement disponible dans une base de données, soit de composer sa propre géométrie. Cependant, dans ce second cas, une validation préliminaire de la géométrie sera nécessaire. L'implémentation du MESH tally associé à la carte PEDEP dans le fichier d'entrée MCNPX pourra être faite de façon automatique afin d'avoir des calculs de dose (profils et rendement en profondeur) rapidement.

Il est à noter que les modélisations ont été réalisées pour des champs simples. Il sera nécessaire de compléter cette étude pour des géométries d'accélérateurs plus complexes, notamment avec la présence de collimateurs multi-lames car ces accessoires sont de plus en plus utilisés dans les traitements de radiothérapie externe.

Conclusion générale et perspectives

L'accident radiologique est un événement rare. Cependant, le risque qu'il se produise compte tenu de la multiplication de l'utilisation des rayonnements ionisants dans différents domaines ne peut pas être négligé. Dès lors, en cas d'accident radiologique dû à une source externe, déterminer la dose et surtout la distribution de dose reçue par la victime devient l'élément déterminant pour une prise en charge médicale adaptée et efficace.

Dans le cadre du développement du plateau technique de l'IRSN dédié à la reconstitution d'accidents radiologiques, le Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants développe depuis une dizaine d'années l'outil SESAME permettant d'effectuer des reconstitutions dosimétriques numériques suite à un accident dû à une source externe. Cet outil permet la modélisation de l'accident à l'aide d'une géométrie voxélisée associée au code de calcul Monte Carlo MCNPX. Cet outil est opérationnel et a été utilisé à plusieurs reprises lors d'accidents radiologiques dus à une source externe. L'application à l'accident survenu en Equateur en 2009 est d'ailleurs présentée dans ce mémoire. Cependant, il présentait plusieurs limites. D'une part, il n'était pas possible de modéliser la victime dans une position autre que celle en position verticale avec les bras le long du corps et d'autre part il ne permettait pas de reconstituer les accidents survenus en radiothérapie externe. L'objectif général de ce travail de thèse était donc d'apporter de nouveaux développements à l'outil SESAME afin d'élargir son potentiel et son domaine d'utilisation.

La première partie de ce travail a consisté à développer dans SESAME une nouvelle fonctionnalité permettant de prendre en compte la morphologie et la posture de la victime au moment de l'accident. Cette nouvelle procédure consiste à contourer les structures et organes d'intérêt sur les images tomodensitométriques de la victime à l'aide d'un système de planification de traitement (TPS), à construire grâce au logiciel Rhinocéros® des fantômes au format NURBS à partir des contours issus du TPS, à modifier la morphologie et/ou la posture de ces fantômes NURBS selon le besoin puis à voxéliser ces fantômes NURBS. A l'issue de cette procédure, un fantôme voxélisé personnalisé dans la posture de la victime au moment de l'accident est obtenu.

Trois validations de la nouvelle fonctionnalité de modification de posture des fantômes voxélisés ont été réalisées. Pour les deux premières validations, trois fantômes voxélisés ont été créés à partir des images tomodensitométriques d'un fantôme physique Rando-Alderson à l'aide de la nouvelle fonctionnalité. Deux fantômes ont été créés sans modification de posture et le troisième a subi une modification de posture.

La première validation est une validation numérique. Elle a consisté à comparer en termes de géométrie et de dosimétrie les deux premiers fantômes voxélisés créés sans modification de posture

à un fantôme voxélisé construit avec la procédure initialement mise en place dans SESAME. Ces comparaisons ont permis de nous assurer que les dimensions, les volumes mais aussi les doses calculées suite à la modélisation d'une irradiation étaient identiques entre la procédure actuelle et celle implémentée dans le cadre de ce travail.

Ensuite, le troisième fantôme NURBS, dont la posture a été modifiée, a été utilisé afin de procéder à une validation expérimentale. Un mannequin physique Rando-Alderson équipé de dosimètres photons et neutrons a été irradié à l'aide d'une source d'AmBe placée sous le bras gauche. Parallèlement, une modélisation de cette expérience a été effectuée à l'aide d'un fantôme voxélisé dans la position la plus proche possible de celle du mannequin physique lors de l'irradiation. Des calculs de doses neutrons et photons ont été réalisés et ont été comparés aux données expérimentales. Un bon accord a été trouvé à la fois pour les doses photons et les doses neutrons à proximité de la source notamment. Cette étape nous a ainsi permis de valider la modification de posture pour un fantôme modifié construit à partir d'images tomodensitométriques issues d'un fantôme physique facilement déformable.

La dernière étape de validation a consisté à étudier les changements de posture pour des fantômes NURBS issus d'images tomodensitométriques de véritables patients. Pour cela, des fantômes NURBS ont été créés à partir d'un examen d'imagerie d'une patiente. Les comparaisons entre différents fantômes voxélisés issus des fantômes NURBS avant et après modification de posture ont mis en évidence des différences de volumes. Il a été montré qu'elles étaient dues à l'utilisation des différents outils de déformations disponibles dans Rhinocéros[®]. Cependant, les différences observées restent compatibles avec la précision nécessaire pour la reconstitution d'accident.

A l'issue de ce travail, le laboratoire dispose d'un outil opérationnel pour la modification de posture des fantômes voxélisés et d'un protocole optimisé en cas de reconstitution d'accident radiologique dû à une source externe nécessitant la prise en compte de la posture de la victime. Ce travail de thèse s'est plus particulièrement axé sur la modification de posture mais les développements réalisés permettent également la modification de la morphologie du fantôme. Ceci peut être tout-à-fait intéressant lorsque les images tomodensitométriques de la victime ne sont pas disponibles. Il est donc prévu d'exploiter la flexibilité du format NURBS afin de créer une bibliothèque de fantômes de différentes morphologies et de différentes postures basés sur des données anatomiques réelles. Il serait de plus intéressant de pouvoir disposer des fantômes voxélisés de référence récemment publiés dans la CIPR au format NURBS afin de pouvoir les modifier en termes de posture ou de morphologie pour réaliser des études de sensibilité. Ces fantômes sont uniquement distribués sous forme voxélisée aussi des développements permettant la « dévoxélisation » dans un format compatible avec le format NURBS sont à l'étude. Enfin, les développements réalisés dans le cadre de ce travail vont également être utilisés dans le cadre d'autres applications du laboratoire, notamment pour la radioprotection des patients.

La seconde partie de ce travail de thèse a consisté à réaliser une étude de faisabilité concernant le développement d'un outil dédié à la reconstitution d'accident en radiothérapie externe éventuellement intégrable dans SESAME.

Tout d'abord, une modélisation d'un accélérateur linéaire Clinac 2100C 6 MV de marque Varian couramment utilisé en clinique a été réalisée à partir des données du constructeur à l'aide du code de calcul MCNPX. Cette modélisation a ensuite été ajustée et validée grâce à des comparaisons entre des profils de dose et des rendements en profondeur calculés et expérimentaux pour des tailles de champ de 10x10 cm², 30x30 cm² et 40x40 cm².

Ensuite, afin de réduire le temps nécessaire à l'ajustement et les temps de calcul eux-mêmes, un travail de recherche et d'application de méthodes d'optimisation a été réalisé. Pour cela, différentes techniques de réduction de variance (troncature, contrôle de population) et de MESH tally ont été utilisées. Ces techniques ont tout d'abord été appliquées à la modélisation d'un accélérateur linéaire Clinac 2100C 25 MV. La modélisation du Clinac 2100C 25 MV a été validée à l'aide de comparaisons entre des profils de dose et des rendements en profondeur expérimentaux et calculés pour des tailles de champ de 10x10 cm², 20x20 cm², 30x30 cm² et 40x40 cm². L'association d'un MESH tally et de la carte PEDEP ont permis d'obtenir des résultats de calculs dans un temps raisonnable de 12 heures sur le cluster de calcul du laboratoire. Après ajustement, l'utilisation d'espace des phases permet également d'obtenir des distributions de dose en moins de deux heures contre 15 jours pour une modélisation sans optimisation.

Enfin, l'application des différents paramètres d'optimisation sur la modélisation du Clinac 2100C 6 MV, en particulier du MESH tally avec l'option PEDEP, a permis de d'obtenir un résultat de calcul 30 fois plus rapidement qu'avec la modélisation initiale de calcul de 15 jours à 12 heures tout en respectant l'adéquation entre les données calculées et les données expérimentales.

L'étude de faisabilité a montré qu'il était possible d'obtenir des distributions de dose par calcul Monte Carlo pour des champs simples de radiothérapie externe en moins d'une journée sur la plateforme de calcul du laboratoire. L'étape la plus longue reste néanmoins celle qui consiste à réaliser un ajustement de la modélisation afin d'obtenir des paramètres de sortie correspondants aux caractéristiques du faisceau déterminées expérimentalement. De plus, cette étape d'ajustement nécessite de disposer de données expérimentales relatives à l'accélérateur sur lequel s'est produit l'accident. Une des pistes envisagées est donc de s'affranchir de l'étape d'ajustement en constituant une base de données d'espace des phases de différents accélérateurs dans différentes configurations géométriques. L'AIEA a créé une telle base de données (<http://www-nds.iaea.org/phsp/phsp.htmlx>) et met à disposition de la communauté scientifique des espaces des phases de différents accélérateurs dans différentes configurations géométriques. Des développements ont été réalisés pour la plupart des codes Monte Carlo d'interaction rayonnement - matière afin de permettre l'utilisation de ces espaces des phases. Malheureusement, ce n'est pas le cas pour MCNPX. Il pourrait être envisageable de développer nous-mêmes cet outil ou alors d'utiliser un autre code de calcul Monte Carlo pour lequel cette fonctionnalité existe, PENELOPE par exemple. Enfin, il convient également de préciser que les calculs ont été réalisés pour des

géométries relativement simples (distribution de dose pour des champs carrés dans des fantômes homogènes). Il est envisagé de procéder à d'autres validations des modélisations précédemment réalisées à l'aide de géométries plus complexes comme par exemple des calculs de doses dans des milieux hétérogènes ou encore en appliquant des formes de champ plus complexes avec l'intégration d'un collimateur multi-lames dans la modélisation.

Références bibliographiques

[Alderson, 1962]

Alderson S.W., Lanzl L.H., Rollins M., Spira J;

An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans

Am. J. Roentgenol., 87, 187-195

[ASN, 2006]

Autorité de sûreté nucléaire.

Accident de radiothérapie à Lyon, l'ASN engage tous les services de radiothérapie à améliorer la prévention des accidents

Communiqué de presse, 21 Avril 2006.

[Aubineau-Lanièce *et al.*, 2005]

Aubineau-Lanièce I., de Carlan L., Clairand I., Lemosquet A., Chiavassa S., Pierrat N., Bardies M., Franck D.

Current developments at IRSN on computational tools dedicated to assessing doses for both internal and external exposure

Radiation Protection Dosimetry, 115(1-4), 522-529

[Ash and Bates, 1994]

Ash D., Bates T.

Report on the clinical effects of inadvertent underdosage in 1045 patients

Clinical oncology, 6(4), 214-226

[Bassinnet *et al.*, 2010]

Bassinnet C., Trompier F., Clairand I.

Radiation Accident Dosimetry on Glass By Tl and Epr Spectrometry

Health Physics, 98(2), 400-405

[Basson *et al.*, 1980]

Basson J.K., Hanekom A.P., Coetzee F.C.

Health physics evaluation of an acute over-exposure to a radiography source

In: Radiation protection: a systematic approach to safety.

International congress on the international radiation protection association (IRPA 5), 64-68

[Becker *et al.*, 2007]

Becker J., Zankl M., Pentoussi-Henss N.

A software tool for modification of human voxel models used for application in radiation protection

Physics in Medicine and Biology, 52, N195-N205

[Bednarz and Xu, 2009]

Bednarz B., Xu X.G.

Monte Carlo modeling of a 6 and 18 MV Varian Clinac medical accelerator for in-field and out-of-field dose calculations : development and validation

Physics in Medicine and Biology, 54, N43-N57

[Booth, 1985]

Booth T.E.

A sample problem for variance reduction in MCNP

Rapport: LA-10363-MS, Los Alamos National Laboratory, Etats-Unis

[Bottolier-Depois *et al.*, 1997]

Bottolier-Depois J.F., Chau Q., Duguet T., Gaillard-Lecanu E., Medioni R., Plawinski L., Roux A., Trompier F., Gourmelon P.

Reconstitution dosimétrique numérique pour un type de lésions observées parmi les irradiées géorgiennes du camp de Lilo

Rapport interne IPSN-sdos/97-15

[Bottollier-Depois *et al.*, 2000]

Bottollier-Depois J.F., Gaillard-Lecanu E., Chau Q., Roux A., Trompier F.

New approach for dose reconstruction: application to one case of localized irradiation with radiological burns

Health Physics, 79, 251-256

[Borisov *et al.*, 2002]

Borisov N., Franck D., de Carlan L., Laval L.,

A new graphical user interface for fast construction of computational phantoms and MCNP calculations : application to calibration of in vivo measurement systems

Health physics, 83(2), 272-279

[Brady *et al.*, 1968]

Brady J., Aarestad, N., Swartz, H.

In vivo dosimetry by electron spin resonance spectroscopy

Health Physics, 15, 43-47

[Breisemeiter, 1997]

Breisemeiter J.

MCNP - a general monte carlo N-particule transport code

Rapport :LA-126256-M Version 4B, Los Alamos National Laboratory, Etats-Unis

[Breisemeiter, 2000]

Breisemeiter J.

MCNP - a general monte carlo N-particule transport code, version 4c

Rapport :LA-13709-M Version 4C, Los Alamos National Laboratory, Etats-Unis

[Broggio *et al.*, 2009]

Broggio D., Zhang B., de Carlan L., Desbrée A., Lamart S., le Guen B., Bailloeuil C., Franck D.

Analytical and Monte Carlo assessment of activity and local dose after a wound contamination by activation products

Health Physics, 96(2), 155-63

[Buffon, 1777]

Buffon G.

Essai d'arithmétique

Supplément à la naturelle

[Caon *et al.*, 1999]

Caon M., Bibbo G., Pattison J.

An EGS4-ready tomographic computational model of a fourteen-year-old female torso for calculating organ doses from CT examinations

Physics in Medicine and Biology, 44, 2213-2225

[Caon, 2004]

Caon M.,

Voxel-based computational models of real human anatomy : a review

Radiation and Environmental Biophysics, 40, 229-235

[Caracelli and Terrile, 1986]

Carracelli I. and Terrile M.C.

Electron spin resonance dosimetric properties of bone

Health Physics, 50(2), 256-263

[Cassola, 2010]

Cassola V.F., De Melo Lima V.J., Kramer R., Khoury H.J.

FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I Development and the anatomy

Physics in Medicine and Biology, 55, 133-162

[C.E.G., 1896]

C.E.G.

Les méfaits des rayons X

La nature

[Chambrette *et al.*, 2001]

Chambrette V., Hardy S., Nénot J.C.

Les accidents d'irradiation. Mise en place d'une base de données « ACCIRAD » à l'IPSN

Radioprotection, 36, 477-510

[Chen, 2004]

Chen J.

Mathematical model of the embryo and fetus for use in radiological protection

Health Physics, 86, 285-295

[Chiavassa *et al.*, 2005]

Chiavassa S., Bardies M., Guiraud-Vitoux F., Bruel D., Jourdain J.R., Franck D., Aubineau-Lanièce I.

ŒDIPE : a personalized dosimetric tool associating voxel-based models with MCNPX

Cancer Biotherapy and Radiopharmaceuticals, 20(3), 325-332

[Cho *et al.*, 2005]

Cho S.H., Vassiliev O.N., Lee S., Liu H.H., Ibbott G.S., Mohan R.

Reference photon dosimetry data and reference phase space data for the 6 MV photon beam Varian Clinac 2100 series linear accelerators

Physics in Medicine and Biology, 32(1), 137-148

[Clairand *et al.*, 2000]

Clairand I., Bouchet L.G., Ricard M., Durigon M., Di Paola M., Aubert B.

Improvement of internal dose calculations using mathematical models of different adult heights

Physics in Medicine and Biology, 45(10), 2771-2785

[Clairand *et al.*, 2006]

Clairand I., Trompier F., Bottollier-Depois J.F., Gourmelon P.

Ex-vivo ESR measurements associated with Monte Carlo calculations for accident dosimetry : application to the 2001 Georgian accident

Radiation Protection Dosimetry, 119 (1-4), 500-505

[Clairand *et al.*, 2008]

Clairand I., Huet C., Trompier F., Bottollier-Depois J.F.

Physical dosimetric reconstruction of a radiological accident due to gammagraphy equipment that occurred in Dakar and Abidjan in summer 2006

Radiation measurements, 43 (2-6), 698-703

[Courageot *et al.*, 2010]

Courageot E., Huet C., Clairand I., Bottollier-Depois J.F., Gourmelon P.

Numerical dosimetry reconstruction of a radiological accident in South America on April 2009

Radiation Protection Dosimetry, (soumis)

[Cristy et Eckerman, 1987]

Cristy M., Eckerman K.F.

Specific absorbed fractions of energy at various age from internal photons sources.

ORNL Report/TM-8381 Oak Ridge Laboratory, Etats-Unis

[Dalgarno and McClymont, 1989]

Dalgarno B.G., McClymont J.D.

Evaluation of ESR as a radiation accident dosimetry technique

Applied Radiation and Isotopes, 40(10-12), 1013-1020

[Da Silva *et al.*, 2005]

Da Sillva F.C.A., Hunt J.G., Ramalho A.T., Crispim V.R.

Dose reconstruction of a Brazilian industrial gamma radiography partial-body overexposure case
Journal of Radiological Protection, 25, 289-298

[Dawson *et al.*, 1999]

Dawson T.W., Caputa K., Stuchly M.A.

Numerical evaluation of 60Hz magnetic induction in the human body in complex occupational environments
Physics in Medicine and Biology, 44, 1025-1040

[de Carlan *et al.*, 2003]

de Carlan L., Aubineau-Lanière I., Borisov N., Jourdain J.R., Jeanbourquin D., Le Guen B., Franck D.

Application of voxel phantoms in whole-body counting for the validation of calibration phantoms and the assessment of uncertainties
Radiation Protection Dosimetry, 125(1-4), 219-224

[Deng *et al.*, 2000]

Deng J., Jiang S.B., Kapur A., Li J., Pawlicki T., Ma C.M.

Photon beam characterization and modelling for Monte Carlo treatment planning
Physics in Medicine and Biology, 45, 411-427

[Desrosiers, 1991]

Desrosiers M.F.

In vivo assessment of radiation exposure
Health Physics, 61(6), 859-861

[Dimbylow, 1996]

Dimbylow P.J.

The development of realistic voxel phantoms for electromagnetic field dosimetry
In Proc. International Workshop on Voxel Phantom Development; National Radiological Protection Board Report,1-7

[Dimbylow, 2006]

Dimbylow P.J.

Development of pregnant female, hybrid voxel-mathematical models and their application to the dosimetry of applied magnetic and electric field at 50 Hz
Physics in Medicine and Biology, 51, 2383-2394

[Ding, 2002]

Ding X.G.

Energy spectra, angular spread, fluence profiles and dose distributions of 6 and 18 MV photon beams: Results of Monte Carlo simulations for a Varian 2100EX accelerator
Physics in Medicine and Biology, 47, 1025-1046

[Esco *et al.*, 1993]

Esco R., Lopez P., Bellosta R., Baquedano J.E., Mateo P.

Accidental overirradiation syndrome
Radiotherapy and oncology, 28, 177-178

[Farah *et al.*, 2010]

Farah J., Broggio D., Franck D.

Creation and use of adjustable 3D phantoms: application for the lung monitoring of female workers
Accepté dans Health Physics

[Franchisseur, 2007]

Franchisseur E.

Modélisation et validation de l'accélérateur Primus de Siemens par le code Monte Carlo Penelope
Mémoire de thèse. Université de Nice Sophia-Antipolis

[Fill *et al.*, 2004]

Fill U.A., Zankl M., Petoussi-Henss N., Siebert M., Regulla D.

Adult female voxel models of different stature and photon conversion coefficients for radiation protection

Health physics, 86(3), 253-272

[Findley and Dimbylow, 2005]

Findley R.P., Dimbylow P.J.

Effects of posture on FDTD calculations of specific absorption rate in a voxel model of the human body

Physics in Medicine and Biology, 50, 3825-3835

[Foucher, 2007]

Foucher H.

Reconstitution dosimétrique d'accidents en radiothérapie externe. Etude de faisabilité et mise en place d'outils pour le calcul de dose

Rapport de stage

[Franck *et al.*, 2001]

Franck D., Borisov N., de Carlan L., Pierrat N., Genicot J.L., Etherington G.

Application of Monte Carlo calculations of the evaluation of uncertainties in the assessment of lung activity

Radiation Protection Dosimetry, 105(1), 403-408

[Gaillard-Lecanu *et al.*, 1999]

Gaillard-Lecanu E., Chau Q., Roux A., Vasmant A., Bottollier-Depois J.F., Medioni R., Trompier F.

Radiological accident at the Yanago Power Plant, Peru, in february 1999- Dose reconstruction by calculation

Rapport interne IPSN-sdos/99-03

[Geant4 Collaboration, 2003]

Geant 4 Collaboration

Geant4- a simulation toolkit

Nuclear Instrument and Methods in Physics Research, A506, 250-303

[Gibbs *et al.*, 1984]

Gibbs S.J., Pujol A., Chen T.S. Malcolm A.W., James A.E.

Patient risk from interproximal radiography

Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, 58(3), 347-354

[Gourmelon ,2007]

Gourmelon P.

Expertise d'évaluation des pratiques de radiothérapie au centre hospitalier jean Monnet d'Epinal

Rapport interne IRSN-drph/2007-02

[Hempelmann *et al.*,1952]

Hempelmann L.H., Lisco H., Hoffman J.E.

The acute radiation syndrome. A study of nine cases and a review of the problem

Annal international of Medecine, 36(2), 279-510

[Hendricks *et al.*, 2004]

Hendricks J.S., McKinney G.W., Waters L.S., Roberts T.L., Egdorf H.W., Finch J.P., Trelue H.R., Pincher E.J., Mayo D.R., Swinhoe M.T., Tobin S.J., Gallmeier F.X., David J.C., Hamilton W.B., Lebenhalf J.

MCNPX version 2.5.e

Rapport : LA-UR-04-0569, Los Alamos National Laboratory, Etats-Unis

[Hendricks *et al.*, 2008]

Hendricks J.S., McKinney G.W., Fensin M.L., James M.R., Johns R.C., Durkee J.W., Finch J.P., Pelowitz D.B., Waters L.S., Johnson M.W.

MCNP 2.6.0 Extensions

Rapport : LA-UR-08-2216, Los Alamos National Laboratory, Etats-Unis

[Hervé, 2006]

Hervé M.L.

Dosimétrie en champ mixte (neutrons, photons) utilisant la spectrométrie par résonance paramagnétique électronique (RPE)

Mémoire de thèse, www.irsn.fr

[Hirayama *et al.*, 2005]

Hirayama H., Namito Y., Bielajew A.F., Wilderman S.J., Nelson W.R.

The EGS5 Code System

SLAC-R-730 and KEK Report 2005-8

[Huet *et al.*, 2008]

Huet C., Trompier F., Clairand I., Quiennec F., Bottollier-Depois J.F.

Physical dosimetric reconstruction of radiological accident at Fleurus (Belgium) on 11 March 2006

Radiation Measurements, 43(2-6), 845-848

[Huet *et al.*, 2009]

Huet C., Lemosquet A., Clairand I., Rioual B., Franck D., de Carlan L., Aubineau-Lanièce I., Bottollier-Depois J.F.

SESAME : a software tool for the numerical dosimetric reconstruction of radiological accidents involving external sources and its application to the accident in Chile in december 2005

Health Physics, 96(1), 76-83

[IAEA, 1988a]

International Atomic Energy Agency

The radiological accident in Goiânia.

IAEA, Vienna

[IAEA, 1998b]

International Atomic Energy Agency

Goiânia ten years later.

IAEA, Vienna

[IAEA, 2000a]

International Atomic Energy Agency

The radiological accident in Yanago.

IAEA, Vienna

[IAEA, 2000b]

International Atomic Energy Agency

The radiological accident in Lilo

IAEA, Vienna

[IAEA, 2001]

International Atomic Energy Agency

Cytogenetic analysis for radiation dose assessment

Technical report series n° 405, Vienna

[IAEA, 2001b]

International Atomic Energy Agency

Investigation of an accidental overexposure of radiotherapy patients in Panama. Report of a team of experts

IAEA, Vienna

[IAEA, 2004]

International Atomic Energy Agency

Accidentale overexposure of radiotherapy patients in Bialystok

IAEA, Vienna

[IAEA, 2009]

International Atomic Energy Agency

The radiological accident in Nueva Aldea

IAEA, Vienna

[ICRP-23, 1974]

International Commission on Radiological Protection

Report of the task group on Reference Man

Annals of the ICRP, ICRP Publication 23

Pergamon Press, Oxford

[ICRP-89, 2002]

International Commission on Radiological Protection

Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: Reference values

Annals of the ICRP, ICRP Publication 83, Vol 32 n°3-4

Pergamon Press, Oxford

[ICRP-110, 2009]

International Commission on Radiological Protection

Adult reference computational phantoms

Annals of the ICRP, ICRP Publication 110,

Pergamon Press, Oxford

[ICRU-44, 1989]

International Commission on Radiation Units and Measure

Tissue substitutes in Radiation Dosimetry and Measurements

ICRU Report 44, Bethesda

[ICRU-57, 1998]

International Commission on Radiation Units and Measure

Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation

ICRU Report 57, Bethesda

[Jacob, 1999]

Jacob S.W.

The complete visible human: the complete high resolution male and female anatomical datasets from the visible human project

Journal of the American Medical Association, 281(8),765

[Kamenopoulou V., 1989]

Kamenopoulou V.

Propriétés dosimétriques des fibres textiles : applications à la dosimétrie par résonance paramagnétique électronique d'un accident d'irradiation gamma

Mémoire de thèse, université Paul Sabatier Toulouse

[Kramer R. *et al.*, 1982]

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-report-S-885

[Kramer R. *et al.*, 2003]

Kramer R., Vieira J.W., Khoury H.J., Lima F.R.A., Fuelle D.

All about MAX: a Male Adult voXel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry
Physics in Medicine and Biology, 48, 1239-1262

[Kramer R. *et al.*, 2004]

Kramer R., Vieira J.W., Loureiro E.C.M., Lima V.J.M., Lima F.R.A., Hoff G.

All about FAX: a Female Adult voXel phantom for Monte Carlo calculations in radiation protection dosimetry
Physics in Medicine and Biology, 49, 5203-5216

[Kry *et al.*, 2006]

Kry S.F., Titt U., Pönisch F., Followill D., Vassiliev O.N.

A Monte Carlo model for calculating out-of-field dose from Varian 6 MV beam
Medical Physics, 33(11), 4405-4413

[Lamart, 2008]

Lamart S., Robert C., Blanchardon E., Molokanov A., Lechaftoix X., Broggio D., Desbrée A., Franck D.

œDIPE : software for fast construction of computational phantoms and MCNPX calculation in internal dosimetry
Nuclear Technology, 168, 220-226

[Lataillade *et al.*, 2007].

Lataillade J.J., Doucet C., Bey E., Carsin H., Huet C., Clairand I., Bottollier-Depois J.F., Chapel A., Ernou I., Gourven M., Boutin L., Hayden A., Carcamo C., Buglova E., Joussemet M., de Revel T., Gourmelon P.

New approach to radiation burn treatment by dosimetry-guided surgery combined with autologous mesenchymal stem cell therapy
Regenerative medicine, 2(5), 785-794

[Lee *et al.*, 2007a]

Lee C., Lee C., Lodwick D., Bolch W.E.

NURBS-based 3-d anthropomorphic computational phantoms for radiation dosimetry applications
Radiation Protection Dosimetry, 127(1-4), 227-232

[Lee *et al.*, 2007b]

Lee C., Lodwick D., Hasenauer D., Williams J.L., Lee, C. Bolch W.E.

Hybrid computational phantoms of the male and female newborn patient: NURBS-based whole-body models
Physics in Medicine and Biology, 52, 3309-3333

[Lehmer, 1951]

Lehmer D.H.,

Proc. 2nd Symp., Large-Scale Digital Calculating machinery
Harvard Univ. Press, Cambridge

[Lemosquet *et al.*, 2003]

Lemosquet A., de Carlan L., Clairand I.

Voxel anthropomorphic phantoms: review of models used for ionizing radiation protection
Radioprotection, 38, 509-528

[Lemosquet *et al.*, 2004]

Lemosquet A., Clairand I., de Carlan L., Franck D., Aubineau-Lanière I., Bottollier-Depois J.F.
A computational tool based on voxel geometry for dose reconstruction of radiological accident due to external exposure
Radiation Protection Dosimetry, 110(1-4), 449-454

[Leslie, 1962]

Leslie G.

Now it Can be Told: The story of the Manhattan Project
Edition Harper, New York

[Lin *et al.*, 2001]

Lin S.Y., Chu T.C., Lin J.P.

Monte Carlo simulation of clinical linear accelerator
Application radiation Isotope, 55, 759-765

[Lovelock *et al.*, 1995]

Lovelock D.M.J., Chui C.S., Mohan R.A

Monte Carlo model of photon beams used in radiation therapy
Medical physics, 22, 1387-1394

[Low *et al.*, 1998]

Low D.A., Harms W.B., Mutic S., Purdy J.A.

A technique for the quantitative evaluation of dose distributions
Physics in Medicine and Biology, 25, 656-661

[Mégarbane, 2008]

Megarbane B.

Le crime était presque parfait ...
Réanimation, 17, 711-713

[Mesbahi *et al.*, 2005]

Mesbahi A., Fix M., Allahverdi M., Grein E., Garaati H.

Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements
Application radiation Isotope, 62, 469-477

[Mijnheer *et al.*, 2004]

Mijnheer B., Olszewska A., Fiorino C., Hartman G., Knöös T., Ronsenwald J.C., Welleweerd H.
Quality assurance of treatment planning systems. Practical examples for non-IMRT photon beam
ESTRO, Belgique

[Nagaoka *et al.*, 2008]

Nagaoka T., Watanabe S.,

Postured voxel-based human models for electromagnetic dosimetry
Physics in Medicine and Biology, 53, 7047-7061

[Nakajima, 1988]

Nakajima, T.

Sugar as an emergency populace dosimeter for radiation accidents
Health Physics, 55(6), 951-955

[Nakajima, 1995]

Nakajima T.

ESR of Sugar as a personnel monitor for radiation emergencies
Applied Radiation and Isotopes, 46(8), 819-825

[Nimal, 2003]

Nimal J.C.

Activation

Techniques de l'ingénieur, traité génie nucléaire BN 3075, Paris, 21p.

[NLM, 1990]

National Library of Medicine (NLM).

Electronic imaging: Report of the Board of Regents

NIH Publication 90-2197, Bethesda, MD

http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html

[Nooruddin and Turk, 2003]

Nooruddin F., Turk G.

Simplification and repair of polygonal models using volumetric techniques

<http://www.cs.princeton.edu/~min/binvox/>

IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 9, 191-205

[Parmentier *et al.*, 1990]

Parmentier N., Nénot J.C., Parmentier C.

Two cases of accidental protracted overexposure: aspect of an extensive bone marrow study.

The medical basis for radiation accident preparedness II. Clinical experience and follow-up since 1979

Elsevier, 29-51, New York

[Peiffert, 2007]

Peiffert D., Simon J.M., Eschwege F.

L'accident d'Epinal: passé, présent, avenir

Cancer/Radiothérapie, 11, 309-312

[Pena *et al.*, 2004]

Pena J., Franco L., Gomez F., Iglesias A., Lobato R., Mosquera J., Pazos A., Pardo J., Pombar M., Rodriguez A., Sendon J.

Commissioning of a medical accelerator photon beam Monte Carlo simulation using wide-field profiles

Physics in Medicine and Biology, 49, 4929-4942

[Piegl, 1991]

Piegl L.

On NURBS : a survey

IEEE Comp. Graph Appl., 11, 55-71

[Press *et al.*, 1986]

Press W.H., Flannery B.P., Teukolsky S.A., Vetterling W.T.

Numerical Recipes

Cambridge University Press, New York

[Prouza *et al.*, 1989]

Prouza Z., Obraz O., Sopko B., Spurny F., Skubal A., Kits J., Latal F.

Dosimetric parameters of new czechoslovak neutron Si diode

Radiation protection dosimetry, 28(4), 277-281

[Reaside, 1976]

Reaside D.E.

Monte Carlo principles and applications

Physics in Medicine and Biology, 21(2), 181-197

[Roger, 2006]

Roger M.

Méthodes de Monte Carlo

Cours du CEA/Saclay, Service de Physique de l'Etat Condensé

[Roux, 2000]

Roux A.

Développement d'un modèle anthropomorphe et d'un code de calcul Monte Carlo dédiés à la reconstitution physique d'accident radiologique
Mémoire de thèse, Université Paul Sabatier- Toulouse

[Roy and Clairand, 2004]

Roy L. and Clairand I.

Evaluation de la surexposition accidentelle aux rayonnements ionisants : de la dosimétrie physique aux indicateurs biologiques de dommages
Revue Générale Nucléaire, 3, 20-27

[Sagstuen *et al.*, 1983]

Sagstuen E., Theisen H., Henriksen T.

Dosimetry by ESR spectroscopy following a radiation accident
Health Physics, 45, 961-968

[Salvat *et al.*, 2008]

Salvat F., Fernandez-Varea J.M., Sempau J.

PENELOPE-2008, A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport
OECD ISBN 978-92-64-99066-1

[Schauer *et al.*, 1993]

Schauer D.A., Coursey B.M., Dick C.E., McLaughlin W.L., Puhl J.M., Desrosiers M.F., Jacobson A.D.

A radiation accident at an industrial accelerator facility.
Health Physics, 65(2), 131-140

[Segars *et al.*, 1999]

Segars W.P., Ladush D.S., Tsui B.M.W

A realistic spline-based dynamic heart phantom
IEEE Transactions on Nuclear Science, 46, 503-506

[Segars and Tsui, 2002]

Segars W.P., Tsui B.M.W

Study of the efficacy of respiratory gating in myocardial SPECT using the new 4-D NCAT phantom
IEEE Transactions on Nuclear Science, 49, 675-679

[Segars and Tsui, 2009]

Segars W.P., Tsui B.M.W

WCAT to XCAT : Evolution of 4-D Computerized Phantoms for Imaging Research
Proceedings of the IEEE, 97, 12

[Serrano, 2006]

Serrano B.

Validation physique par Monte Carlo de la modulation d'intensité sur l'accélérateur Primus et le système de plan de traitement Helax TMS. Application aux tumeurs cancéreuses ORL.
Mémoire de thèse. Université de Nice Sophia-Antipolis

[Sheikh-Bagheri and Rogers, 2002]

Sheikh-Bagheri D., Rogers D.W.O.

Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters
Medical Physics, 29(3), 379-390

[Snyder *et al.*, 1969]

Snyder W.S., Ford M.R., Warner G.G., Fisher H.L.Jr.

Estimates of absorbed fractions for mono-energetic photons sources uniformly distributed in various organs of heterogeneous phantom
Journal of Nuclear Medicine, 10(3), 5-52

Medical Internal Radiation Dose Committee pamphlet n° 5, Revised

[Spurny *et al.*, 2000]

Spurny F., Medioni R., Plawinski L., Chau Q.

Dosimétrie passive des neutrons rapides au moyen des diodes de silicium
Radioprotection, 31(1), 21-29

[Stabin *et al.*, 1995]

Stabin M., Watson E., Cristy M., Ryman J., Eckerman K., Davis J., Marshall D., Gehlen K.

Mathematical models and specific absorbed fractions of photon energy in the nonpregnant adult female at the end of each trimester of pregnancy
ORNL Report/TM-12907 Oak Ridge Laboratory, Etats-Unis

[Tanaka *et al.*, 1979]

Tanaka G.I., Kawamura H., Nakahara Y.

Reference Japanese man-I. Mass of organs and other characteristics of normal Japanese
Health Physics, 36(3), 333-346

[Tanaka *et al.*, 1989]

Tanaka G., Nakahara Y., Nakajima Y.

Japanese Reference Man 1988-IV: studies on the weight and size of internal organs of normal Japanese

Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi, 49, 344

[Trivedi and Greenstock, 1993]

Trivedi A., Greenstock C.L.

Use of sugars and hair for ESR Emergency Dosimetry
Applied Radiation and Isotopes, 44, 85-90

[Trompier *et al.*, 2007]

Trompier F., Sadlo J., Michalik J., Stachowicz W., Mazal A., Clairand I., Rostkowska J., Bulski W., Kulakowski A., Sluszniaik J., Gozdz S., Wojcik A.

EPR dosimetry for actual and suspected overexposures during radiotherapy treatments in Poland
Radiation Measurements, 42, 1025-1028

[Trompier *et al.*, 2009]

Trompier F., Romanyukha A., Kornak L., Calas C., LeBlanc B., Mitchell C., Swartz H., Clairand I.

Electron paramagnetic resonance radiation dosimetry in fingernails
Radiation Measurements, 44, 6-10

[UNSCEAR, 2000]

United nations scientific committee on the effects of atomic radiation

Exposures and effects of the Chernobyl accident.

UNSCEAR 2000 report to the general assembly, with scientific annexes. 2, Annex J
United nations, New York.

[Van Riper, 1997]

Van Riper K.

Sabrina User's Guide
White Rock Science

[Veit *et al.*, 1992]

Veit R., Panzer W., Zankl M., Scheurer C.

Vergleich berechneter und gemessener Dosen an einem anthropomorphen Phantom
Zeitschrift für medizinische Physik, 2, 123-126

[Verhaegen and Seuntjens, 2003]

Verhaegen F., Seuntjens J.

Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams
Physics in Medicine and Biology, 48, R107-R164

[Williams *et al.*, 1986]

Williams G., Zankl M., Abmayr W., Viet R., Drexler G.

The calculation of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods

Physics in Medicine and Biology, 31(4), 449-452

[Williams, 1996]

Williams E.D.

Effect on the thyroid in populations exposed to radiation as a result of the Chernobyl accident

One decade after Chernobyl. Summing up the consequences of the accident, 204-238, Vienna

[Woda *et al.*, 2009]

Woda C., Bassinet C., Trompier F., Bortolin E., Della Monaca S., Fattibene P.

Radiation-induced damages analysed by luminescence methods in retrospective dosimetry and emergency response

Ann Ist Super Sanita, 45(3), 297-306

[Wu *et al.*, 1995]

Wu K., Sun C.P., Shi Y.M.

Dosimetric properties of watch glass: a potential practical ESR dosimeter for nuclear accidents

Radiation Protection Dosimetry, 59(3), 223-225

[Xu *et al.*, 2000]

Xu X.G., Chao T.C., Bozkurt A.

VIP-MAN: An image-based whole-body adult male model constructed from photographs of the Visible Human Project for multi-particle Monte Carlo calculation.

Health physics, 78, 476

[Xu *et al.*, 2007]

Xu X.G., Taranenko V., Zhang J., Shi C.

A boundary-representation method for designing whole-body radiation dosimetry models: pregnant females at the ends of three gestational periods-RPI-P3, -P6, -P9

Physics in Medicine and Biology, 52, 7023-7044

[Zankl *et al.*, 1988]

Zankl M., Veit R., Williams G., Schneider K., Fendel H., Petoussi N., Drexler G.

The construction of computer tomographic phantoms and their application in radiology and radiation protection

Radiation Environment Biophysics, 27, 153-164

[Zankl et Wittmann, 2001]

Zankl M., Wittman A.

The adult male voxel model « Golem » segmented from whole-body patient data

Radiation Environmental Biophysics, 40(2), 153-162

[Zankl *et al.*, 2007]

Zankl M., Eckerman K.F. Bolch W.E.

Voxel-based models representing the male and the female ICRP reference adult - the skeleton

Radiation Protection Dosimetry, 127(1-4), 174-186

[Zavoiski, 1945]

Zavoisky E.K.

Paramagnetic relaxation of liquid solutions for perpendicular fields

J. Phys. USSR, 9, 211-217

[Zhang, 2009]

Zhang J., Na Y.H., Caracappa P.F., Xu G.

RPI-AM and RPI-AF, a pair of mesh-based, size-adjustable adult male and female computational phantoms using ICRP-89 parameters and their calculations for organ doses from monoenergetic photon beams

Physics in Medicine and Biology, 54, 5885-5908

[Zubal *et al.*, 1994]

Zubal I.G., Harell C.R., Smith E.O., Rattner Z., Gindi G., Hoffer P.D.

Computerized three-dimensional segmented human anatomy

Medical Physics, 21, 299-302

Annexe 1 :

Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNPX

```
titre: D:\vn11\wave\inputs\dose_organes\fantome_04_2010
c fantôme Rando-Alderson en format lattice
c f6:p wgt=2.15891
c cellule d'exclusion
1 0 1 imp:n=0
C fantôme voxélinisé en écriture lattice (en partie)
2 0 -300 lat=1 u=100 fill=0:232 0:255 0:147
  1 48319R 5 1R 1 229R 5 3R 1 228R 5 4R 1 226R 5 6R 1 224R 5 7R
  1 224R 5 8R 1 223R 5 9R 1 222R 5 10R 1 220R 5 11R 1 220R 5 11R
  1 220R 5 12R 1 219R 5 13R 1 218R 5 14R 1 217R 5 14R 1 217R 5 15R
  1 216R 5 16R 1 215R 5 16R 1 215R 5 17R 1 214R 5 18R 1 214R 5 17R
  1 214R 5 18R 1 214R 5 17R 1 215R 5 16R 1 215R 5 17R 1 215R 5 16R
  1 215R 5 16R 1 216R 5 15R 1 217R 5 14R 1 217R 5 15R 1 217R 5 14R
  1 218R 5 12R 1 220R 5 11R 1 221R 5 10R 1 222R 5 8R 1 224R 5 5R
  1 49151R 5 3R 1 227R 5 4R 1 225R 5 6R 1 224R 5 8R 1 222R 5 9R
  1 222R 5 10R 1 220R 5 11R 1 220R 5 11R 1 220R 5 12R 1 219R 5 12R
  1 218R 5 14R 1 217R 5 15R 1 216R 5 16R 1 215R 5 16R 1 215R 5 23R
  1 207R 5 25R 1 206R 5 26R 1 205R 5 27R 1 204R 5 27R 1 203R 5 29R
  1 202R 5 29R 1 202R 5 29R 1 202R 5 29R 1 202R 5 29R 1 202R 5 28R
  1 203R 5 28R 1 203R 5 27R 1 205R 5 26R 1 205R 5 25R 1 206R 5 25R
  1 206R 5 24R 1 207R 5 24R 1 208R 5 23R 1 208R 5 23R 1 209R 5 22R
  1 209R 5 7R 3 4R 5 8R 1 211R 5 6R 3 4R 5 8R 1 211R 5 7R
  3 3R 5 8R 1 211R 5 6R 3 3R 5 9R 1 212R 5 5R 3 3R 5 9R
  1 213R 5 4R 3 1R 5 11R 1 214R 5 17R 1 215R 5 15R 1 217R 5 14R
  1 218R 5 12R 1 223R 5 7R 1 227R 5 2R 1 42179R 5 3R 1 227R 5 5R
  1 225R 5 6R 1 224R 5 7R 1 223R 5 8R 1 223R 5 8R 1 222R 5 9R
  1 222R 5 9R 1 222R 5 9R 1 222R 5 8R 1 223R 5 8R 1 223R 5 7R
  1 224R 5 6R 1 225R 5 5R 1 1616R 5 3R 1 227R 5 5R 1 224R 5 8R
  1 222R 5 9R 1 221R 5 11R 1 219R 5 12R 1 218R 5 14R 1 217R 5 15R
  1 215R 5 16R 1 214R 5 18R 1 212R 5 19R 1 212R 5 19R 1 212R 5 20R
  1 211R 5 20R 1 210R 5 22R 1 209R 5 22R 1 209R 5 23R 1 208R 5 23R
  1 208R 5 24R 1 206R 5 25R 1 206R 5 26R 1 205R 5 27R 1 204R 5 27R
  1 204R 5 28R 1 202R 5 29R 1 202R 5 29R 1 202R 5 29R 1 202R 5 29R
  1 202R 5 30R 1 200R 5 31R 1 200R 5 31R 1 201R 5 29R 1 202R 5 29R
  1 202R 5 29R 1 203R 5 18R 3 0R 5 8R 1 203R 5 17R 3 4R 5 5R
  1 203R 5 10R 3 2R 5 3R 3 5R 5 3R 1 204R 5 10R 3 4R 5 1R
  3 6R 5 2R 1 204R 5 10R 3 4R 5 1R 3 6R 5 1R 1 206R 5 9R
  3 4R 5 1R 3 6R 5 0R 1 208R 5 8R 3 3R 5 2R 3 6R 5 0R
  1 208R 5 8R 3 2R 5 3R 3 6R 1 210R 5 6R 3 3R 5 2R 3 6R
  5 0R 1 210R 5 6R 3 3R 5 2R 3 5R 5 1R 1 211R 5 5R 3 2R
  5 2R 3 6R 5 0R 1 213R 5 10R 3 5R 5 1R 1 214R 5 9R 3 1R
  5 0R 3 1R 5 1R 1 215R 5 16R 1 215R 5 16R 1 217R 5 13R 1 222R
  5 9R 1 223R 5 7R 1 226R 5 3R 1 41245R 5 5R 1 225R 5 8R 1 222R
  5 9R 1 220R 5 11R 1 219R 5 13R 1 217R 5 15R 1 216R 5 15R 1 215R
  5 16R 1 214R 5 18R 1 213R 5 18R 1 213R 5 18R 1 212R 5 19R 1 212R
  5 18R 1 212R 5 19R 1 212R 5 19R 1 212R 5 19R 1 211R 5 20R 1 211R
  5 19R 1 212R 5 19R 1 211R 5 20R 1 211R 5 19R 1 211R 5 20R 1 210R
  5 20R 1 211R 5 19R 1 211R 5 20R 1 210R 5 21R 1 210R 5 21R 1 210R
  1 210R 5 4R 3 12R 5 3R 1 210R 5 5R 3 11R 5 3R 1 210R 5 6R
  3 9R 5 4R 1 210R 5 9R 3 4R 5 5R 1 212R 5 19R 1 212R 5 19R
  1 213R 5 17R 1 215R 5 16R 1 215R 5 14R 1 218R 5 13R 1 220R 5 9R
  1 224R 5 4R 1 45971R imp:n=1
c univers d'air autour du fantôme
3 1 -0.00120000 -300 u=1 imp:n=1 vol=6.22997e+005
```

Annexe 1 : Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNPX

```
4      1 -0.00120000 300 u=1  imp:n=1 vol=6.22997e+005
c univers tissu mou du fantôme

5      5 -1.06000 -300 u=5  imp:n=1 vol=5.50256e+004
6      5 -1.06000 300 u=5  imp:n=1 vol=5.50256e+004
c univers os du fantôme
7      3 -1.92000 -300 u=3  imp:n=1 vol=7.17943e+003
8      3 -1.92000 300 u=3  imp:n=1 vol=7.17943e+003
c univers poumon du fantôme
9      4 -0.260000 -300 u=4  imp:n=1 vol=5.46831e+003
10     4 -0.260000 300 u=4  imp:n=1 vol=5.46831e+003
c maillage principal du fantôme
11     0 -2 #200 #201 501 502 503 504 505 506 507 508 509 510 511
      512 513 514 515 516 601 602 603 604 605 606 607 608 609 610
      611 612 613 614 615 616 617 701 702 703 704 705 706 707 708
      709 710 711 712 713 714 715 716 717 718 719 301 302 303
      401 402 403 404 405 801 802 803 804 901 902 903 904 1001 1002 1003
      1011 1012 1013 fill=100  imp:n=1
c air entre la cellule d'exclusion et le fantôme
12     1 -0.00120000 -1 2  imp:n=1
c source
200    10 -8.02 -203 -205 204 #201  imp:n=1 $encapsulation de la source
neutron
201    11 -1.12 -200 -202 201 imp:n=1 $Air dans la source neutron
c cellules dosi neutrons coupes 15
501    5 -1.06000 -501 imp:n=1
502    5 -1.06000 -502 imp:n=1
503    5 -1.06000 -503 imp:n=1
504    5 -1.06000 -504 imp:n=1
505    5 -1.06000 -505 imp:n=1
506    5 -1.06000 -506 imp:n=1
507    5 -1.06000 -507 imp:n=1
508    5 -1.06000 -508 imp:n=1
509    5 -1.06000 -509 imp:n=1
510    5 -1.06000 -510 imp:n=1
511    5 -1.06000 -511 imp:n=1
512    5 -1.06000 -512 imp:n=1
513    5 -1.06000 -513 imp:n=1
514    5 -1.06000 -514 imp:n=1
515    5 -1.06000 -515 imp:n=1
516    5 -1.06000 -516 imp:n=1
c cellules dosi neutrons coupe 16
601    5 -1.06000 -601 imp:n=1
602    5 -1.06000 -602 imp:n=1
603    5 -1.06000 -603 imp:n=1
604    5 -1.06000 -604 imp:n=1
605    5 -1.06000 -605 imp:n=1
606    5 -1.06000 -606 imp:n=1
607    5 -1.06000 -607 imp:n=1
608    5 -1.06000 -608 imp:n=1
609    5 -1.06000 -609 imp:n=1
610    5 -1.06000 -610 imp:n=1
611    5 -1.06000 -611 imp:n=1
612    5 -1.06000 -612 imp:n=1
613    5 -1.06000 -613 imp:n=1
614    5 -1.06000 -614 imp:n=1
615    5 -1.06000 -615 imp:n=1
616    5 -1.06000 -616 imp:n=1
617    5 -1.06000 -617 imp:n=1
c cellules dosi neutrons coupe 17
701    5 -1.06000 -701 imp:n=1
```

Annexe 1 : Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNPX

```
702 5 -1.06000 -702 imp:n=1
703 5 -1.06000 -703 imp:n=1
704 5 -1.06000 -704 imp:n=1
705 5 -1.06000 -705 imp:n=1
706 5 -1.06000 -706 imp:n=1
707 5 -1.06000 -707 imp:n=1
708 5 -1.06000 -708 imp:n=1
709 5 -1.06000 -709 imp:n=1
710 5 -1.06000 -710 imp:n=1
711 5 -1.06000 -711 imp:n=1
712 5 -1.06000 -712 imp:n=1
713 5 -1.06000 -713 imp:n=1
714 5 -1.06000 -714 imp:n=1
715 5 -1.06000 -715 imp:n=1
716 5 -1.06000 -716 imp:n=1
717 5 -1.06000 -717 imp:n=1
718 5 -1.06000 -718 imp:n=1
719 5 -1.06000 -719 imp:n=1
c cellules dosi neutrons coupe 13
301 5 -1.06000 -301 imp:n=1
302 5 -1.06000 -302 imp:n=1
303 5 -1.06000 -303 imp:n=1
c cellules dosi neutrons coupe 14
401 5 -1.06000 -401 imp:n=1
402 5 -1.06000 -402 imp:n=1
403 5 -1.06000 -403 imp:n=1
404 5 -1.06000 -404 imp:n=1
405 5 -1.06000 -405 imp:n=1
c cellules dosi neutrons coupe 18
801 5 -1.06000 -801 imp:n=1
802 5 -1.06000 -802 imp:n=1
803 5 -1.06000 -803 imp:n=1
804 5 -1.06000 -804 imp:n=1
c cellules dosi neutrons coupe 19
901 5 -1.06000 -901 imp:n=1
902 5 -1.06000 -902 imp:n=1
903 5 -1.06000 -903 imp:n=1
904 5 -1.06000 -904 imp:n=1
c cellules dosi neutrons intérieur bras
1001 5 -1.06000 -1001 imp:n=1
1002 5 -1.06000 -1002 imp:n=1
1003 5 -1.06000 -1003 imp:n=1
c cellules dosi neutrons extérieur bras
1011 5 -1.06000 -1011 imp:n=1
1012 5 -1.06000 -1012 imp:n=1
1013 5 -1.06000 -1013 imp:n=1

c maillage principal du fantôme lattice
2 rpp 3.0767990 68.2489960 0.0000000 71.6055040 0.0000000 148.0000000
c maillage secondaire du fantôme lattice
300 rpp 3.0767990 3.3565080 0.0000000 0.2797090 0.0000000 1.0000000
c surface d'exclusion
1 so 500
c surface de la source
200 1 cz 1.35 $ cylindre d'air de la source
201 1 pz 0.4 $ plan inférieur de la cellule d'air
202 1 pz 3.1 $ plan supérieur de la cellule d'air
203 1 cz 1.75 $ cylindre d'inox encapsulant la source
204 1 pz 0 $ plan inférieur de la cellule d'inox
205 1 pz 3.5 $ plan supérieur de la cellule d'inox
c sphère de mesure neutrons coupe 16
```

Annexe 1 : Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNPX

601 s 32.36 6.83 106.3 0.25 \$ 16-1
602 s 32.21 9.83 106.3 0.25 \$ 16-2
603 s 32.47 12.83 106.3 0.25 \$ 16-3
604 s 32.36 15.83 106.3 0.25 \$ 16-4
605 s 35.38 3.83 106.3 0.25 \$ 16-5
606 s 35.36 6.83 106.3 0.25 \$ 16-6
607 s 35.01 9.83 106.3 0.25 \$ 16-7
608 s 35.15 15.83 106.3 0.25 \$ 16-8
609 s 35.22 18.83 106.3 0.25 \$ 16-9
610 s 38.28 3.83 106.3 0.25 \$ 16-10
611 s 38.36 6.83 106.3 0.25 \$ 16-11
612 s 38.01 9.83 106.3 0.25 \$ 16-12
613 s 38.27 12.83 106.3 0.25 \$ 16-13
614 s 38.16 15.83 106.3 0.25 \$ 16-14
615 s 38.22 18.83 106.3 0.25 \$ 16-15
616 s 38.25 21.83 106.3 0.25 \$ 16-16
617 s 31.09 12.83 106.3 0.25 \$ 16-E
c sphère mesure neutrons coupe 15
501 s 32.89 6.72 108.75 0.25 \$ 15-1
502 s 32.23 9.72 108.75 0.25 \$ 15-2
503 s 32.3 12.72 108.75 0.25 \$ 15-3
504 s 32.77 15.72 108.75 0.25 \$ 15-4
505 s 36 3.72 108.75 0.25 \$ 15-5
506 s 35.79 6.72 108.75 0.25 \$ 15-6
507 s 34.93 9.72 108.75 0.25 \$ 15-7
508 s 35.57 15.72 108.75 0.25 \$ 15-8
509 s 35.12 18.72 108.75 0.25 \$ 15-9
510 s 38.8 3.72 108.75 0.25 \$ 15-10
511 s 38.79 6.72 108.75 0.25 \$ 15-11
512 s 37.93 9.72 108.75 0.25 \$ 15-12
513 s 38.1 12.72 108.75 0.25 \$ 15-13
514 s 38.57 15.72 108.75 0.25 \$ 15-14
515 s 38.22 18.72 108.75 0.25 \$ 15-15
516 s 30.8 12.72 108.75 0.25 \$ 15-E
c sphère mesure neutrons coupe 17
701 s 35.16 7 103.25 .25 \$ 17-1
702 s 35.16 10 103.25 0.25 \$ 17-2
703 s 35.53 16 103.25 0.25 \$ 17-3
704 s 35.39 19 103.25 0.25 \$ 17-4
705 s 38.40 4 103.25 0.25 \$ 17-5
706 s 38.36 7 103.25 0.25 \$ 17-6
707 s 38.16 10 103.25 0.25 \$ 17-7
708 s 38.26 13 103.25 0.25 \$ 17-8
709 s 38.53 16 103.25 0.25 \$ 17-9
710 s 38.39 19 103.25 0.25 \$ 17-10
711 s 38.40 21 103.25 0.25 \$ 17-11
712 s 41.40 4 103.25 0.25 \$ 17-12
713 s 41.16 7 103.25 0.25 \$ 17-13
714 s 41.16 10 103.25 0.25 \$ 17-14
715 s 41.26 13 103.25 0.25 \$ 17-15
716 s 41.53 16 103.25 0.25 \$ 17-16
717 s 41.39 19 103.25 0.25 \$ 17-17
718 s 41.40 22 103.25 0.25 \$ 17-78
719 s 31.36 13 103.25 0.25 \$ 17-Ext
c sphère mesure neutrons coupe 13
301 s 34.98 5.79 113.25 0.25 \$ 13-1
302 s 34.98 8.79 113.25 0.25 \$ 13-2
303 s 34.98 14.79 113.25 0.25 \$ 13-3
c sphère mesure neutrons coupe 14
401 s 35.66 5.68 110.75 0.25 \$ 14-1
402 s 35.72 8.86 110.75 0.25 \$ 14-2

Annexe 1 : Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNPX

```
403 s 33 11.68 110.75 0.25 $ 14-3
404 s 34.16 14.68 110.75 0.25 $ 14-4
405 s 35.06 17.68 110.75 0.25 $ 14-5
c sphère de mesure neutrons coupe 18
801 s 35.42 7.31 100.75 0.25 $ 18-1
802 s 35.64 10.31 100.75 0.25 $ 18-2
803 s 35.43 16.31 100.75 0.25 $ 18-3
804 s 35.39 19.31 100.75 0.25 $ 18-4
c sphère de mesure neutrons coupe 19
901 s 35.59 7.35 98.25 0.25 $ 19-1
902 s 35.33 10.35 98.25 0.25 $ 19-2
903 s 35.43 16.35 98.25 0.25 $ 19-3
904 s 35.45 19.35 98.25 0.25 $ 19-4
c sphère de mesure neutrons intérieur bras
1001 s 27.1 12.83 108.25 0.25 $ b_int_1
1002 s 24.85 12.83 105.75 0.25 $ b_int_2
1003 s 23.18 12.83 103.5 0.25 $ b_int_3
c sphère de mesure neutrons extérieur bras
1011 s 22.98 12.83 112.25 0.25 $ b_ext_1
1012 s 21.28 12.83 110.25 0.25 $ b_ext_2
1013 s 19.05 12.83 108.25 0.25 $ b_ext_3

c translation de la source
tr1 28.82 12.83 103.5 1 0 0 0 1 0 0 0 1
c definition des matériaux
m1      6000.60c -0.000100000
        7014.60c -0.755300
        8016.60c -0.231800
        18000.42c -0.0128000
m5      1001.60c -0.102000
        6000.60c -0.143000
        7014.60c -0.0340000
        8016.60c -0.708000
        11023.60c -0.00200000
        15031.60c -0.00300000
        16000.60c -0.00300000
        17000.60c -0.00200000
        19000.60c -0.00300000
m3      1001.60c -0.0340034
        6000.60c -0.155216
        7014.60c -0.0420042
        8016.60c -0.435444
        12000.60c -0.00200020
        15031.60c -0.103110
        16000.60c -0.00300030
        20000.60c -0.225223
m4      1001.60c -0.103000
        6000.60c -0.105000
        7014.60c -0.0310000
        8016.60c -0.749000
        11023.60c -0.00200000
        15031.60c -0.00200000
        16000.60c -0.00300000
        17000.60c -0.00300000
        19000.60c -0.00200000
m10     26000.42c -0.75
        24000.42c -0.17
        28000.42c -0.08
m11     4009.60c -0.91
        8016.60c -0.01
        95241.60c -0.08
```

Annexe 1 : Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNPX

```
m12 14000.60c 1
mode n
c definition du terme source
sdef par=1 pos=28.82 12.83 105.25 erg=d1 rad=d2 ext=d3 axs=0 0 1
sil 1 4.14e-7
    1.10e-1
    3.30e-1
    5.40e-1
    7.50e-1
    9.70e-1
    2.17
    2.47
    2.68
    2.90
    3.11
    3.32
    3.54
    3.75
    3.97
    4.18
    4.39
    4.61
    4.82
    5.04
    5.25
    5.47
    5.68
    5.89
    6.11
    6.32
    6.54
    6.75
    6.96
    7.18
    7.39
    7.61
    7.82
    8.03
    8.25
    8.46
    8.68
    8.89
    9.11
    9.32
    9.53
    9.75
    9.96
    10.20
    10.40
    10.60
    10.80
sp1 D 1.44e-2
    3.34e-2
    3.13e-2
    2.81e-2
    2.50e-2
    2.14e-2
    12.28e-2
    2.28e-2
    2.95e-2
    3.56e-2
```

Annexe 1 : Présentation d'un fichier d'entrée au format MCNPX

```
3.69e-2
3.46e-2
3.07e-2
3.00e-2
2.69e-2
2.86e-2
3.18e-2
3.07e-2
3.33e-2
3.04e-2
2.74e-2
2.33e-2
2.06e-2
1.82e-2
1.77e-2
2.04e-2
1.83e-2
1.63e-2
1.68e-2
1.68e-2
1.88e-2
1.84e-2
1.69e-2
1.44e-2
9.68e-3
6.52e-3
4.26e-3
3.67e-3
3.81e-3
5.06e-3
6.25e-3
5.52e-3
4.68e-3
3.70e-3
2.78e-3
1.51e-3
3.63e-4
si2 1.75 1.76
sp2 -21 1
si3 -1.755 1.755
sp3 -21 0
c définition des tally
f6:n 301 302 303
f16:n 401 402 403 404 405
f26:n 501 502 503 504 505 506 507 508 509 510 511 512 513
      514 515 516
f36:n 601 602 603 604 605 606 607 608 609 610 611 612 613
      614 615 616 617
f46:n 701 702 703 704 705 706 707 708 709 710 711 712 713
      714 715 716 717 718 719
f56:n 801 802 803 804
f66:n 901 902 903 904
f76:n 1001 1002 1003
f86:n 1011 1012 1013
nps 10000000
c PHYS:p 100 1 1
PRDMP 100000000 1000000 1 1 0
```

Annexe 2 :

L'étalonnage en énergie des diodes au silicium Si-1 et Si-2

Les données concernant l'étalonnage en énergie des diodes Si-1 et Si-2 sont fournies par le constructeur pour une source de californium 252. L'énergie moyenne des neutrons pour ce type de source est de 2,2 MeV (Tableau 1).

Tableau 1 : Caractéristiques principales des deux types de diodes

	Type	
	Si - 1	Si - 2
Gamme des doses	0.1 - 30 Gy	0,01 - 5 Gy
Réponse aux neutrons ²⁵² Cf	0,13 V/Gy (± 20%)	1,1 V/Gy (± 20%)
Tension de départ (D = 0)	1030 mV (± 5%)	2 100 mV (± 5%)
Augmentation de la tension avec la température	1 mV/°C	2,3 mV/°C

Dans notre cas, nous utilisons pour l'expérience une source d'AmBe dont l'énergie moyenne des neutrons est de 4,4 MeV. Nous avons donc souhaité étalonner les deux types de diodes pour cette énergie moyenne. En outre, étant donné le temps d'irradiation long (1 semaine) afin d'obtenir des doses suffisamment élevées pour être mesurées par les diodes, l'étalonnage était également nécessaire pour tenir compte du fading potentiel des diodes.

Pour cela, nous avons placé dans un premier temps une série de 6 diodes (3 de type Si-1 et 3 de type Si-2) à différentes distances de la source (de 1 cm à 100 cm) afin d'obtenir différentes doses. Parallèlement, nous avons modélisé à l'aide du code MCNPX des sphères de tissus mou dans l'air situées entre 1 cm et 100 cm de la modélisation de la source d'AmBe. Nous avons ensuite fait la correspondance entre le signal, en volts, obtenu avant et après l'irradiation de la diode et la valeur de kerma tissu calculée (en grays) pour déterminer un coefficient d'étalonnage propre à l'AmBe. Les résultats sont présentés dans le Tableau 2.

Tableau 2 : Correspondance entre le kerma tissu calculé et le signal mesuré par les diodes Si-1 et Si-2

Distance (en cm)	Kerma tissu calculé (en Gy)	Signal Si-1 (en V)	Signal Si-2 (en V)
1	3,11	0,3033	2,5530
2	1,50	0,1800	1,4383
3	0,88	0,0943	0,8885
4	0,58	0,0653	0,5877
5	0,41	0,0390	0,4360
6	0,30	0,0260	0,3540
7	0,23	0,0217	0,2650
8	0,18	0,0083	0,2153
9	0,15	0,0163	0,1793
10	0,12	0,0083	0,1453
15	0,06	-	0,0763
20	0,04	-	0,0477
30	0,02	-	0,0297
40	0,01	-	0,0180
50	0,01	-	0,0110
100	0,00	-	0,0110

(Un écart de signal non significatif est représenté par -)

Compte tenu de ces résultats, nous avons obtenu la courbe d'étalonnage suivante (Figure 1). Pour des kerma tissu compris entre 0,01 Gy et 3 Gy, nous pouvons définir une réponse linéaire aux neutrons de l'AmBe de $0,094 \text{ V.Gy}^{-1}$ avec une incertitude à un écart type de 24 % pour les diodes Si-1 et de $1,078 \text{ V.Gy}^{-1}$ avec une incertitude à un écart type de 11 % pour les diodes Si-2.

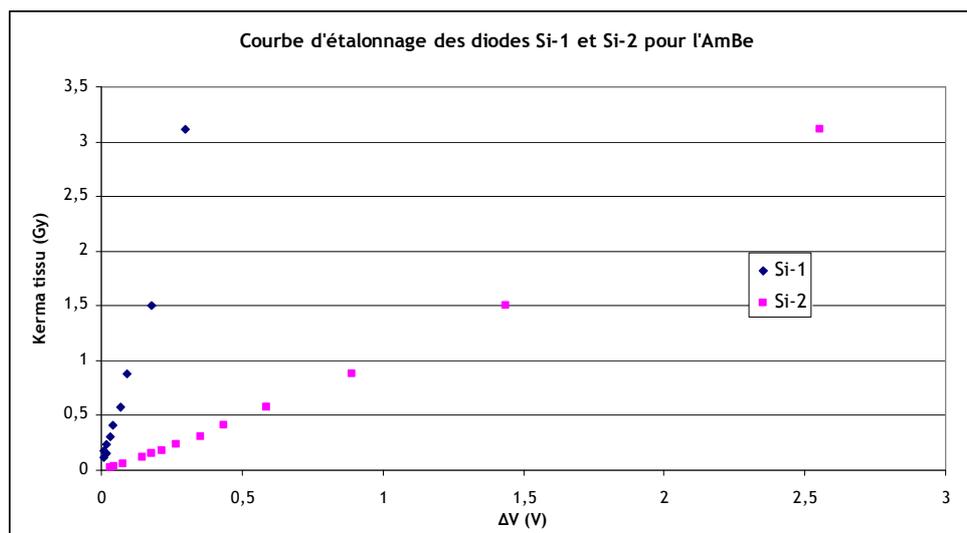


Figure 1 : Courbe d'étalonnage des diodes Si-1 et Si-2 pour l'AmBe

Annexe 3 :

La première expérience de validation

Une expérience préliminaire avec le fantôme Rando-Alderson a été effectuée afin d'envisager la validation expérimentale complète de la nouvelle procédure. Cette expérience avait pour but de s'assurer de la possibilité d'utiliser les diodes en silicium dans le fantôme malgré les faibles doses neutrons attendues et le fading potentiel des diodes sur une période d'irradiation d'une semaine.

1- Matériels et méthodes

Le mannequin physique anthropomorphe Rando-Alderson a été mis en position assise avec le bras gauche levé. Une source d'AmBe de $1,85 \times 10^{11}$ Bq (5 Ci) a été placée sous le bras du fantôme pour simuler une irradiation localisée. Des dosimètres de type diodes au silicium pour estimer la dose due aux neutrons et poudre de ^7LiF pour estimer la dose due aux photons ont été placés dans le fantôme dans les coupes 15, 16 et 17 à une profondeur n'excédant pas la dizaine de centimètres. De plus, deux points de mesure ont été réalisés sur le bras: le premier sur la face intérieure du bras et le second sur la face extérieure du bras au niveau de la source. Au final, une centaine de points de mesure ont été répartis dans les trois tranches en regard de la source.

Parallèlement, cette configuration d'irradiation a été modélisée. Le fantôme voxélisé du fantôme Rando-Alderson a été créé et placé en position assise avec le bras levé à l'aide de la nouvelle procédure. La source d'AmBe a été à son tour modélisée sous le bras et des calculs de doses dans le fantôme ont été effectués à l'aide du code MCNPX pour déterminer les doses dues aux photons et aux neutrons (Figure 2).

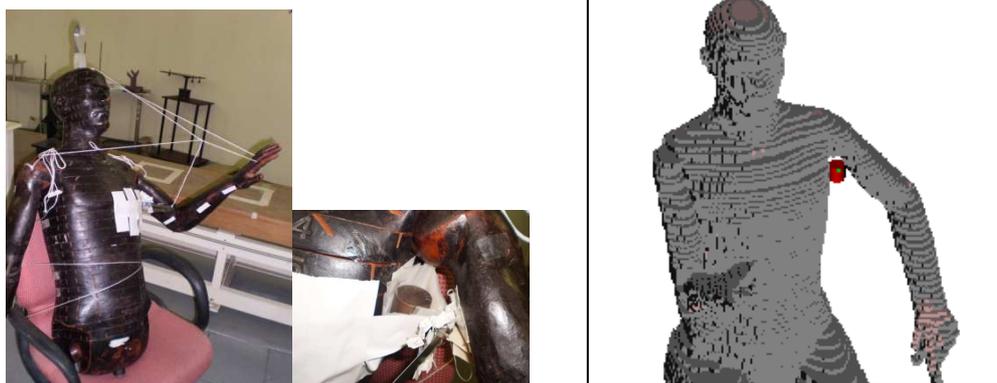


Figure 2 : Mannequin anthropomorphe Rando-Alderson lors de l'expérience (à gauche) et modélisé (à droite)

2-Résultats et discussion

Le tableau ci-dessous résume les résultats pour les doses mesurées et calculées dues aux photons et aux neutrons dans les coupes 15, 16 et 17 du fantôme Rando-Alderson et à l'intérieur et l'extérieur du bras.

Tableau 3 : Doses expérimentales et calculées pour les photons et les neutrons au niveau des différents points de mesure dans le fantôme

Numéro du dosimètre	PHOTONS		NEUTRONS	
	Dose calculée (Gy)	Dose mesurée (Gy)	Dose calculée (Gy)	Dose mesurée (Gy)
16_1	1,61	1,79	2,20	2,05
16_2	0,54	0,62	0,81	0,79
16_3	1,75	1,80	2,37	2,19
16_4	0,24	0,29	0,38	0,35
16_5	0,46	0,49	0,61	0,58
16_6	0,17	0,17	0,28	0,26
16_E	2,13	2,12	4,40	4,86
17_1	0,20	0,17	0,36	0,33
17_2	0,28	0,28	0,61	0,46
17_E	0,65	0,69	2,39	2,87
15_1	0,63	0,96	1,31	0,97
15_2	0,42	0,50	0,65	0,55
15_3	0,65	0,76	1,17	0,88
INT_BRAS	1,17	1,40	2,98	3,12
EXT_BRAS	0,05	0,03	0,13	0,06

On observe un très bon accord entre les doses expérimentales et mesurées. Pour la coupe 16, qui est la coupe en regard de la source les dose dues aux neutrons calculées ne varient pas de plus de 8 % par rapport aux doses expérimentales, exception du point 16-E qui est lui avec un écart de 10 %. Pour les doses dues aux photons, cet écart ne dépasse pas 17 %. Pour les deux autres coupes (15 et 17), l'écart moyen observé pour les photons est de 8 % et de 11 % pour les neutrons. Enfin, pour l'intérieur du bras, l'écart maximum est de 16 % pour les photons et 5 % pour les neutrons et pour l'extérieur du bras cet écart atteint 40 % pour les photons et 53 % pour les neutrons.

Il est à noter que les différents résultats présentés dans ce tableau ont été obtenus après ajustement de la position tout d'abord de la source puis des dosimètres (de l'ordre de quelques millimètres) afin de tenir compte de la position réelle de la source.

Compte tenu de ces résultats, nous avons pu valider notre approche expérimentale et envisager une validation plus complète présentée dans le chapitre 4 dans laquelle nous avons pris soin de nous rapprocher le plus possible d'une situation d'accident.

Publications et communications orales

Publications:

E. Courageot, R. Sayah, C. Huet

Development of modified voxel phantoms for the numerical dosimetric reconstruction of radiological accidents involving external sources: implementation in SESAME tool.

Physics in Medicine and Biology (2010), 55, N231-241

E. Courageot, C. Huet, I. Clairand, J.F. Bottollier-Depois, P. Gourmelon

Numerical dosimetric reconstruction of radiological accident in South America on April 2009

Radiation protection dosimetry (accepté)

Communications orales:

E. Courageot, R. Sayah, C. Huet

Development of modified voxel phantoms for the numerical dosimetric reconstruction of radiological accidents involving external sources: implementation in SESAME tool.

11th Neutron and Ion Dosimetry Symposium (NEUDOS-11), Cape Town, Afrique du Sud, Octobre 2009

E. Courageot, C. Huet, I. Clairand, J.F. Bottollier-Depois, P. Gourmelon

Numerical dosimetric reconstruction of radiological accident in south america on April 2009

European Conference on Individual Monitoring of Ionizing Radiation (IM2010), Athènes, Grèce, Mars 2010

E. Courageot, C. Huet, R. Sayah

Reconstitution d'accident radiologique à l'aide d'outils numériques: vers une représentation de plus en plus réaliste de la victime

Société Française de Radioprotection (SFRP), Les codes de calcul en radioprotection, radiophysique et dosimétrie, Sochaux, Avril 2010

Reconstitution dosimétrique physique d'accident radiologique par simulations numériques à l'aide d'outils associant un modèle anthropomorphe à un code de calcul Monte Carlo

Lors d'un accident radiologique dû à une source externe, plusieurs techniques sont associées afin de déterminer la dose reçue par la victime et ainsi permettre une meilleure prise en charge de la victime. L'une d'entre elles est la reconstitution dosimétrique physique numérique. Afin de procéder à ces reconstitutions dosimétriques numériques, le Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants de l'IRSN développe depuis une dizaine d'année un outil nommé SESAME qui associe des fantômes voxélisés au code de calcul Monte Carlo MCNP(X). L'objectif de cette thèse était de développer de nouvelles fonctionnalités dans SESAME permettant en particulier de prendre en compte la morphologie et la posture de la victime et de reconstituer des accidents survenant en radiothérapie externe. Tout d'abord une nouvelle procédure, permettant de prendre compte la posture de la victime au moment de l'accident, a été développée dans SESAME. Cette procédure permet la transformation par l'intermédiaire du format NURBS des fantômes voxélisés et a été validée numériquement et expérimentalement à l'aide d'un fantôme physique anthropomorphe. Le second thème du travail a porté sur une étude de faisabilité pour implémenter dans SESAME une fonctionnalité dédiée à la reconstitution d'accident en radiothérapie externe. Deux modélisations d'un accélérateur Clinac 2100C avec une tension nominale de 6 MV et 25 MV ont été réalisées à l'aide du code Monte Carlo MCNPX et validées. Elles ont ensuite été optimisées afin de réduire le temps de calcul pour les rendre compatible avec une reconstitution d'accident.

Mots clés :

- Accident radiologique
- Fantôme voxélisé
- NURBS
- Calcul Monte Carlo