

THESE

Présentée devant

L'UNIVERSITE PAUL SABATIER DE TOULOUSE (SCIENCES)

En vue de l'obtention du grade de
DOCTEUR DE L'UNIVERSITE PAUL SABATIER

Spécialité : **PHYSIQUE RADIOLOGIQUE ET MEDICALE**

par

Amélie ROUX



**DEVELOPPEMENT D'UN MODELE
ANTHROPOMORPHE ET D'UN CODE DE CALCUL
MONTE CARLO DEDIES A LA RECONSTITUTION
PHYSIQUE D'ACCIDENT RADIOLOGIQUE**

Soutenance : le 29 septembre 2000 devant la commission d'examen :

Président	J. Casanova	Professeur, Université Paul Sabatier, Toulouse
Rapporteurs	B. Dubray	Professeur, Centre Henri Becquerel, Rouen
	L. Makovicka	Professeur, Université de Franche-Comté
Directeur de thèse	B. Aubert	HDR, Physicien d'hôpital, Institut Gustave Roussy
Examineurs	J. F. Bottollier-Depois	Chef de l'Unité de Dosimétrie d'Accident et de Criticité, IPSN
	J. Chavaudra	Professeur, Physicien d'hôpital, Institut Gustave Roussy
	L. Court	Chef du Service de Radioprotection, EDF

Recherches effectuées à l'IPSN/DPHD/SDOS/UDAC,
BP n°6,92265 Fontenay-aux-Roses



Lexique	1
Introduction	2
Chapitre I : contexte de l'étude	5
I. Les accidents radiologiques.....	5
I.1. Le contexte historique.....	5
I.2. Les irradiations externes	7
I.2.1 Les irradiations globales	7
I.2.2 Les irradiations localisées	9
I.3. Conclusion : gestion d'un accident d'irradiation	10
II. Les méthodes dosimétriques.....	11
II.1. Les examens cliniques	11
II.2. La dosimétrie biologique	11
II.3. La dosimétrie physique.....	13
II.3.1 Paramètres nécessaires à la reconstitution	13
II.3.2 La dosimétrie post - accidentelle	14
II.3.2.a. La résonance paramagnétique électronique (RPE).....	15
II.3.2.b. La technique d'activation.....	15
II.3.3 Technique de reconstitution physique	16
II.3.3.a. L'estimation de la dose par l'expérience	16
II.3.3.b. La reconstitution par calcul	18
III. Conclusion	21
Chapitre II : propriétés et caractéristiques des outils mathématiques pour la reconstitution d'accident	22
I. La construction du modèle anthropomorphe.....	22
I.1. Les modèles anthropomorphes existants.....	23
I.1.1 Le modèle MIRD (de Cristy et Eckerman)	23
I.1.2 Les autres modèles mathématiques	23
I.1.3 Les modèles 'voxels'	24
I.1.4 Les modèles 'réalistes'	25
I.2. L'outil de construction.....	26
I.2.1 L'origine et l'intérêt de la CAO MGED	26
I.2.2 Le principe de MGED	26
I.2.3 Le modèle anthropomorphe développé avec MGED	29
II. Le code de calcul Monte Carlo	32
II.1. La méthode de Monte Carlo.....	32
II.1.1 Historique	32
II.1.2 Les principes de base du Monte Carlo	32
II.1.2.a. Les nombres aléatoires	33
II.1.2.b. Les méthodes d'échantillonnage	33
II.1.2.c. Exemple simplifié du Monte Carlo appliqué au transport des photons	34
II.1.2.d. Les techniques de réduction de variance	37
II.1.2.e. Evaluation de l'erreur statistique d'un calcul Monte Carlo	38
II.2. Bilan sur quelques codes Monte Carlo	40
II.3. Le code MORSE.....	42
II.3.1 Présentation du code	42

II.3.2 Les différentes applications du code	43
II.3.3 L'organisation du code	44
II.3.3.a. Le module 'Random walk'	45
II.3.3.b. Le module 'Combinatorial Geometry'	46
II.3.3.c. Le module 'Cross section'	48
II.3.3.d. Le module 'Analysis'	48
II.3.3.e. Le module 'Diagnosis'	48
II.3.4 Les résultats en sortie du code	49
III. La caractérisation des outils	50
III.1. Les incertitudes sur le calcul de dose absorbée	50
III.2. Comment caractériser les incertitudes ?	51

Chapitre III : caractérisation du code de calcul Monte Carlo 53

I. Etude et validation préliminaires	53
I.1. Le passage de la fluence au Kerma	53
I.2. L'approximation Kerma - dose	56
I.3. Etude de l'incertitude statistique	57
I.4. Combinaison des incertitudes de plusieurs calculs	60
I.5. Influence du spectre et de la forme du terme source	61
I.6. Optimisation de la routine source : cas d'une source distante	66
I.7. Etude à l'air libre	71
II. Caractérisation du code en milieu diffusant	73
II.1. L'influence de la découpe en énergie	73
II.2. Influence de l'estimateur	77
II.2.1 Biais sur les estimateurs	77
II.2.1.a. Estimateurs dans le milieu diffusant	78
II.2.1.b. Estimateurs à l'interface de deux milieux	81
II.2.1.c. Comparaison avec l'expérience des doses absorbées à l'interface et en milieu diffusant	83
II.2.2 Estimation de la dose dans un volume	85
III. Bilan	87

Chapitre IV : la caractérisation du modèle numérique anthropomorphe : MANDRAC (Modèle Anthropomorphe Numérique Dédié à la Reconstitution d'Accident)..... 89

I. Le modèle	89
I.1. La définition du modèle de référence	89
I.2. Les tests de sensibilité	92
I.2.1 Le modèle entier	93
I.2.2 Parties spécifiques du modèle	95
I.3. Influence de la taille et de la masse du modèle sur le dose absorbée	102
II. Comparaison avec l'expérience	109
II.1. L'expérience	109
II.2. La simulation numérique	111
II.3. La comparaison calcul - expérience	111
III. Les comparaisons de modèle	115
III.1. Comparaison des doses absorbées au squelette	116
III.2. Comparaison des doses absorbées aux organes	119

Chapitre V : comparaison avec les méthodes de calcul de dose utilisées pour les besoins de la radiothérapie 123

I. Comparaison avec les outils de la radiothérapie.....	123
I.1. Les outils de radiothérapie	123
I.1.1 Le logiciel DOSIGRAY	123
I.1.2 Le principe du calcul de dose	124
I.2. La configuration choisie.....	125
I.3. Les résultats	127
I.3.1 Le rendement en profondeur	127
I.3.2 Les profils de dose	129
I.4. Bilan.....	133
II. Comparaison avec la technique de calcul employée pour l'évaluation de la dose délivrée en différents points de l'organisme après un traitement en radiothérapie... 134	134
II.1. Le contexte de l'étude	134
II.2. L'outil de calcul Dos_EG.....	134
II.3. La comparaison	135
II.4. Les résultats	136
II.5. Bilan.....	140

Chapitre VI : applications à des cas réels d'accidents 141

I. Accident survenu en Géorgie en 1997	141
I.1. Historique.....	141
I.2. La reconstitution dosimétrique.....	142
I.3. Les hypothèses de calcul	143
I.4. Les résultats	144
I.5. Comparaison avec la dosimétrie biologique	158
I.6. Les incertitudes associées au calcul	159
II. Accident radiologique survenu au Cap (Afrique du sud) en avril 1998.....	159
II.1. L'historique.....	159
II.2. Les symptômes.....	160
II.3. Les hypothèses retenues pour le calcul.....	161
II.4. Les résultats	162
II.5. L'incertitude associée aux résultats.....	164
III. Evaluation dosimétrique de l'exposition liée au radium 226	165
III.1. Le contexte	165
III.2. Les hypothèses de calcul	165
III.3. Les calculs	166
III.4. Les résultats	166
III.5. Les incertitudes associées au calcul	168
IV. Bilan.....	169

Références bibliographiques :..... 175

ANNEXES.....	188
L'organisation du modèle MANDRAC.....	189
Organigrammes du code MORSE.....	207
Estimations de la dose absorbée moyenne et de la dose efficace.....	209
Calcul de la dose moyenne au squelette.....	209
Estimation de la dose efficace.....	210

DEVELOPPEMENT D'UN MODELE ANTHROPOMORPHE ET D'UN CODE DE CALCUL MONTE CARLO DEDIES A LA RECONSTITUTION PHYSIQUE D'ACCIDENT RADIOLOGIQUE

La diversité des accidents radiologiques rend difficile le pronostic médical et le choix thérapeutique à partir des seules observations cliniques. Pour compléter ces informations, il est important de connaître la dose globale reçue par l'organisme ainsi que les distributions de dose en profondeur. L'estimation de la dose peut être faite par une reconstitution physique de l'accident à l'aide de techniques expérimentales ou de calcul. Celles-ci doivent être adaptables aux diverses situations accidentelles, mettant en jeu un grand nombre de paramètres géométriques (morphologie et posture de la victime, environnement, etc.) et physiques (spectre en énergie, géométrie de la source, etc.). Le logiciel de construction de la géométrie, MGED, associé au code Monte Carlo de transport MORSE, répondent à ces contraintes. Le premier a permis de développer un modèle anthropomorphe, MANDRAC, adaptable à la taille et à la position de la victime. Le second assure la génération et le transport des particules source, ainsi que la reproduction des phénomènes physiques d'interaction. Le présent travail porte sur la mise au point et la caractérisation de ces deux outils, afin d'aboutir à la définition de méthodologies adaptées et optimisées en fonction du type d'accident (irradiation globale ou localisée). La validation du code de calcul et l'évaluation des incertitudes liées à son utilisation ont été réalisées (chapitre III). L'étude suivante a porté sur le modèle et les incertitudes engendrées par la géométrie (chapitre IV). Elle a également permis d'évaluer l'influence des paramètres morphologiques sur la dose. Un résultat important de cette étude est de déterminer les paramètres à connaître en fonction du type d'accident, ainsi que le niveau de précision requis. L'ensemble des outils a ensuite été comparé avec ceux utilisés dans le domaine médical (chapitre V). Enfin, plusieurs applications sur des accidents ont permis d'évaluer cette technique en situation réelle (chapitre VI).

Mots clés :

- Reconstitution d'accident radiologique
- Dosimétrie externe
- Code Monte Carlo
- Fantôme anthropomorphe numérique
- Evaluation des incertitudes