

UNIVERSITE PARIS XI
FACULTE DE MEDECINE PARIS-SUD

THESE

en vue de l'obtention du grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE PARIS XI

Spécialité : Physique radiologique et médicale

par

Marie-Laure HERVE

Titre :

Dosimétrie d'accident en champ mixte (neutrons, photons) utilisant la spectrométrie par résonance paramagnétique électronique (RPE)

Soutenue le 23 mars 2006, à 10h00

JURY

M. Jean Bourhis	Président	Professeur Université Paris XI
M. François Beuneu	Rapporteur	Chargé de Recherche CNRS
M. Libor Makovicka	Rapporteur	Professeur Université de Franche-Comté
M. Jean Barthe	Directeur de thèse	Directeur de Recherche CEA
M. Henri Métivier	Examineur	Professeur émérite INSTN, Saclay
Mme Jeannine Lallemand	Examinatrice	Chef du service de radioprotection EDF, Paris
M. J-F Bottollier-Depois	Examineur	Chef du service de dosimétrie externe, IRSN FAR

A la mémoire de mon père

« Vivez si m'en croyez,
n'attendez à demain : cueillez dès
aujourd'hui les roses de la vie »

P. de Ronsard

REMERCIEMENTS

Je souhaite tout d'abord exprimer ma reconnaissance à Monsieur Jean Bourhis, Professeur de l'Université Paris XI, pour avoir accepté de présider le jury de cette thèse, et ma gratitude envers Messieurs François Beuneu, Chargé de recherche CNRS, et Libor Makovicka, Professeur de l'Université de Franche-Comté, pour en avoir été les rapporteurs. Je remercie également Madame Lallemand, chef du service de radioprotection à EDF, cofinanceur de ce projet, pour l'intérêt qu'elle a porté à ma thèse, ainsi qu'à Messieurs Henri Métivier, Professeur émérite de l'INSTN, et J-F Bottollier-Depois, Chef du Service de Dosimétrie Externe, d'avoir accepté de faire partie de mon jury. Je tiens à exprimer toute ma gratitude à Monsieur Jean Barthe, Directeur de cette thèse, pour son regard attentif sur ce travail.

Je tiens également à remercier Mademoiselle Isabelle Clairand, Chef du Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants et responsable de ma thèse qui a suivi mes travaux et qui m'a prodigué de nombreux conseils et remarques constructives. Je la remercie pour tout le temps qu'elle m'a consacré.

Mes remerciements s'adressent aussi à tous les membres du laboratoire LDRI : tout d'abord à Monsieur François Tromprier pour tous ses conseils techniques et scientifiques, nos discussions sur la RPE, à Mademoiselle Stéphanie Ménard pour son aide sur le code MCNP et l'informatique, à Monsieur Roger Médioni, expert en criticité et très pédagogue, pour sa gentillesse et sa bonne humeur, à Monsieur Quang Chau, à Monsieur Laurent Donadille, à Messieurs Christian Itié et Jacques Debroas, ainsi qu'à Céline Texier pour tout le temps qu'ils ont passé à irradier mes échantillons de sucres au LCIE et leurs explications sur la dosimétrie photons, à Mademoiselle Christelle Huet pour sa bonne humeur, et à Messieurs Ismaël Robbes et Xavier Barusseau. Je tiens à remercier Mademoiselle Viviane Amouroux pour tout le temps qu'elle m'a consacré durant la première année de thèse et pour ses conseils. Un grand merci à Yolande Léon et à Laurence Martin secrétaires du SDE et LDRI.

Je pense à Dimitri Tikunov, collaborateur russe qui a passé un an au laboratoire. J'ai apprécié nos discussions sur la Physique, la Russie et la France. Спасибо большои.

Je tiens à remercier Madame Nicoletti, secrétaire de l'Ecole Doctorale de Cancérologie qui a toujours su répondre à mes questions sur les points administratifs.

Je remercie Christophe Furstoss, doctorant à l'IRSN, pour ses encouragements et son amitié, et Angélique Lemosquet pour toutes nos discussions. Je pense au petit groupe de thésards formé grâce aux journées des thèses : Noëlle Pierrat, Béatrice Boulet, Stéphanie Lamart, Guillaume Poussé, Javier Ruiz, Pierre Mazet et Thomas Le Druillenec.

Je pense à mon club d'athlétisme de Fontenay-aux-Roses, en particulier à Dominique mon entraîneur, à Alain, à Hervé le pro de la marche, à Jennifer, à Fabienne et aux autres... pour m'avoir changé les idées les soirs d'entraînement.

Je remercie ma mère, ma sœur et François Richard pour leurs soutiens et leurs encouragements. Enfin, je pense à mon père pour ses encouragements que ce soit dans mes études ou dans l'arbitrage.

In a radiological accident, the assessment of the dose received by the victim is relevant information for the therapeutic strategy. Two complementary dosimetric techniques based on physical means are used in routine practice in the laboratory: EPR spectroscopy performed on materials removed from the victim or gathered from the vicinity of the victim and Monte Carlo calculations. EPR dosimetry, has been used successfully several times in cases of photon or electron overexposures. Accidental exposure may also occur with a neutron component.

The aim of this work is to investigate the potentiality of EPR dosimetry for mixed photon and neutron field exposure with different organic materials (ascorbic acid, sorbitol, glucose, galactose, fructose, mannose, lactose and sucrose). The influence of irradiation parameters (dose, dose rate, photon energy) and of environmental parameters (temperature of heating, light exposure) on the EPR signal amplitude was studied. To assess the neutron sensitivity, the materials were exposed to a mixed radiation field of experimental reactors with different neutron to photon ratios. The relative neutron sensitivity was found to range from 10% to 43% according to the materials.

Prior knowledge of the ratio between the dose in samples measured by EPR spectrometry and organ or whole body dose obtained by calculations previously performed for these different configurations, makes it possible to give a first estimation of the dose received by the victim in a short delay.

The second aim of this work is to provide data relevant for a quick assessment of the dose distribution in case of accidental overexposure based on EPR measurements performed on one or several points of the body. The study consists in determining by calculation the relation between the dose to the organs and whole body and the dose to specific points of the body, like teeth, bones or samples located in the pockets of victim clothes, for different external exposures corresponding to most representative configurations.

Electron Spin Resonance

Radiological accident

Mixed field (neutrons, photons) dosimetry

MCNP calculations

External dosimetry

Organic materials

DIOMEDE database

Lors d'un accident radiologique, l'estimation de la dose reçue par la victime est une donnée fondamentale pour l'établissement de la stratégie thérapeutique. Deux techniques dosimétriques complémentaires basées sur des outils physiques sont utilisées en routine dans le laboratoire : la spectrométrie RPE basée sur la mesure de matériaux présents sur la victime ou dans son environnement et les techniques numériques utilisant le calcul Monte Carlo. La reconstitution de la dose par spectrométrie RPE a déjà été utilisée avec succès lors d'accidents radiologiques dus à une exposition aux photons ou aux électrons. Une exposition accidentelle peut également se produire avec une composante neutronique.

L'objectif de ce travail a été d'étudier l'intérêt dosimétrique de matériaux organiques (acide ascorbique, sorbitol, glucose, galactose, fructose, mannose, lactose et saccharose) produisant un signal RPE dans le cas d'irradiations en champ mixte (n,γ) afin d'estimer la dose reçue. L'influence de paramètres d'irradiation (dose, débit de dose, énergie photons) et de paramètres environnementaux (température de chauffe, exposition à la lumière) sur l'amplitude du signal RPE a été étudié. Afin d'estimer la sensibilité aux neutrons, les matériaux ont été irradiés à un champ d'irradiation mixte issus de réacteurs expérimentaux, avec des rapports neutrons / photons différents. La sensibilité relative aux neutrons a été estimée entre 10% et 43% selon le matériau.

La connaissance du rapport entre la dose en certains points estimée par la technique RPE et la dose aux organes et/ou au corps entier pour certaines configurations d'irradiation peut permettre une première estimation de la dose reçue par la victime dans un délai court. Le deuxième objectif de la thèse a consisté à fournir des données intéressantes pour l'estimation rapide de la distribution de la dose dans le cas d'une surexposition accidentelle en utilisant la technique RPE en un ou plusieurs points du corps. Le travail a consisté à mettre en place une base de données développée à partir de simulations numériques permettant de définir des facteurs de passage entre la dose aux organes et/ou au corps entier et la dose en certains points estimée par la mesure RPE d'échantillons de dent, d'os ou des échantillons positionnés dans des poches de vêtement de la victime pour différentes expositions externes correspondant aux configurations d'irradiation les plus représentatives.

Résonance paramagnétique électronique (RPE)

Accident radiologique

Dosimétrie en champ mixte (neutrons, photons)

Calculs MCNP

Dosimétrie externe

Matériaux organiques

Base de donnée DIOMEDE

TABLE DES MATIERES

TABLE DES MATIERES	I
FIGURES	VI
TABLEAUX	IX
SIGLES, ABREVIATIONS ET CONSTANTES	XII
GLOSSAIRE	XIII
INTRODUCTION	1
CONTEXTE	5
Les accidents radiologiques dus à une exposition externe : historique et enjeux de la dosimétrie associée	5
Les accidents radiologiques	5
Enjeux de la dosimétrie d'accident	6
Les méthodes de dosimétrie d'accident	7
La dosimétrie clinique	7
La dosimétrie biologique	7
La dosimétrie physique	8
La spectrométrie par résonance paramagnétique électronique	8
La reconstitution dosimétrique	9
La technique d'activation	10
Applications de la RPE et des techniques numériques à la dosimétrie d'accident	11
Application de la spectrométrie RPE à la dosimétrie d'accident	11
Exemples d'application des techniques numériques à la reconstitution dosimétrique d'un accident radiologique	12
Complémentarité des deux techniques	13
Objectifs de l'étude	14

I. PARTIE 1 : CARACTERISATION PAR RPE DES PROPRIETES DOSIMETRIQUES EN CHAMP MIXTE (NEUTRONS, PHOTONS) DE MATERIAUX ISSUS DE L'ENVIRONNEMENT DE LA VICTIME

15

I.1	Introduction	17
I.2	Généralités sur la dosimétrie par RPE	18
I.2.1	La résonance paramagnétique électronique	18
I.2.1.1	Comportement des matériaux dans un champ magnétique H	18
I.2.1.2	Principe la RPE	19
I.2.2	Généralités sur le spectre RPE	22
I.2.2.1	Interactions magnétiques	22
I.2.2.2	Position de la raie et anisotropie	24
I.2.2.3	Origine de la forme et de la largeur de raie	24
I.2.2.4	Amplitude du signal RPE (A_{pp})	25
I.2.3	Matériaux étudiés par RPE pour l'accident	26
I.2.4	Choix des matériaux de l'étude	30
I.2.5	Généralités sur les sucres	31
I.2.5.1	Représentation linéaire des oses	31
I.2.5.2	Représentation cyclique dite de Haworth des oses	33
I.2.5.3	Radicaux libres produits dans le sucre irradié	33
I.3	Matériels et méthodes	34
I.3.1	Les sucres de l'étude	34
I.3.1.1	Les oses	34
I.3.1.2	Les diholosides	36
I.3.1.3	Les dérivés d'oses	38
I.3.2	Les médicaments et confiseries étudiés	40
I.3.3	Dispositifs d'irradiation	41
I.3.3.1	Irradiation en champ photonique	41
I.3.3.2	Irradiation en champ mixte (n,γ)	42
I.3.4	Dispositif d'analyse : Spectromètre RPE	44
I.3.4.1	Eléments du spectromètre RPE du laboratoire	44
I.3.4.2	Tube support échantillon	46
I.3.4.3	Utilisation d'un étalon interne	46
I.3.4.4	Le système rotatif	48
I.3.4.5	La cavité résonante	48
I.3.4.6	Logiciel de simulation	49
I.3.5	La lampe xénon	50
I.3.6	Description des études réalisées	51
I.3.6.1	Mode d'irradiation et dosimétrie associée	51
I.3.6.2	Optimisation des paramètres influençant la mesure RPE	53

I.3.6.3	Caractérisation dosimétrique	60
I.3.6.4	Applications avec des médicaments et confiserie	62
I.4	Résultats	63
I.4.1	Spectres RPE des sucres	63
I.4.1.1	Spectres RPE des sucres non irradiés	63
I.4.1.2	Spectres RPE des sucres irradiés par des photons	64
I.4.1.3	Analyse qualitative des spectres des sucres irradiés	66
I.4.2	Paramètres influençant le spectre RPE	70
I.4.2.1	Influence des paramètres d'acquisition du spectromètre	70
I.4.2.2	Paramètres liés à l'échantillon	72
I.4.2.3	Paramètres physiques environnementaux	77
I.4.2.4	Résumé	86
I.4.3	Caractérisation dosimétrique des sucres	87
I.4.3.1	Relation dose –signal	87
I.4.3.2	Relation débit de dose - signal	88
I.4.3.3	Relation énergie du rayonnement - signal	89
I.4.3.4	Etude de la sensibilité des sucres aux neutrons	91
I.4.3.5	Influence du transfert linéique d'énergie (TEL) sur le comportement de saturation	97
I.4.3.6	Résumé	98
I.4.4	Application dosimétrique sur des médicaments et confiseries	99
Conclusion		102

II. PARTIE 2 : DETERMINATION DE FACTEURS DE PASSAGE ENTRE LA DOSE ESTIMEE EN CERTAINS POINTS DU CORPS PAR LA MESURE RPE ET LA DOSE AUX ORGANES ET/OU AU CORPS ENTIER POUR CERTAINES CONFIGURATIONS D'IRRADIATION, ET ELABORATION DE LA BASE DE DONNEES DIOMEDE 103

II.1	Introduction	105
II.2	Généralités sur les outils numériques nécessaires à la reconstitution dosimétrique d'accident	106
II.2.1	La méthode de Monte Carlo	106
II.2.1.1	Principe de la méthode	106
II.2.1.2	La méthode MC appliquée au transport de particules	109
II.2.2	Les codes de calcul Monte Carlo	110
II.2.3	Les fantômes anthropomorphes numériques	112
II.2.3.1	Les fantômes mathématiques	112
II.2.3.2	Les fantômes voxélisés	113
II.3	Justification du choix du code de calcul, des configurations d'irradiation et de la géométrie associée	114
II.3.1	Introduction	114
II.3.2	Choix du code de calcul	114
II.3.3	Choix du fantôme	115
II.3.4	Choix des points potentiellement mesurables par la technique RPE	115
II.3.4.1	Dentition	115
II.3.4.2	Echantillons d'os	116
II.3.4.3	Echantillons dans une poche de vêtement	116
II.3.5	Choix des configurations d'irradiation	116
II.3.5.1	Configurations standard	116
II.3.5.2	Configurations réalistes	117
II.4	Matériels et méthodes	118
II.4.1	Code de simulation MCNP	118
II.4.2	La géométrie	118
II.4.2.1	Le fantôme	118
II.4.2.2	Les points mesurables par RPE	119
II.4.2.3	Composition atomique des matériaux	121
II.4.3	Les modes d'exposition	123
II.4.4	Choix du tally MCNP et nombre d'histoires simulées	126
II.4.5	Détermination des rapports entre la dose en un point mesurable par RPE et la dose à l'organe et au corps entier	126
II.5	Résultats	127
II.5.1	Données	127

II.5.1.1	Incertitudes sur la dose déposée dans les volumes d'intérêt	127
II.5.1.2	Variation de la dose en fonction de la position de la dent	128
II.5.1.3	Variation de la dose en fonction de la position de l'échantillon d'os dans une côte	131
II.5.2	La base de données DIOMEDE	133
II.5.2.1	Structure de la base de données DIOMEDE	133
II.5.2.2	Utilisation de la base de données DIOMEDE	134
II.6	Conclusion	137
	CONCLUSION ET PERSPECTIVES	139
	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	143
	ANNEXE : FICHER D'ENTREE DU CODE MCNP : FANTOME MATHEMATIQUE STANDARD AVEC LA TETE MODIFIEE ET LA DEFINITION DES POINTS MESURABLES PAR RPE	153

FIGURES

CONTEXTE

Figure 0-1 : Aberrations chromosomiques dicentriques (flèches rouges) et fragments (flèches blanches) observés sur une microphotographie du noyau d'un lymphocyte fortement irradié [Voisin, 2000].....	7
Figure 0-2 : Spectromètre RPE (Bruker)	9
Figure 0-3 : Mannequin anthropomorphe dit 'équivalent tissu' pour le rayonnement photonique.....	9
Figure 0-4 : Exemple de modélisation de la victime, de la source et de son environnement à l'aide de techniques numériques.....	10
Figure 0-5 : Distribution de la dose absorbée dans un plan horizontal pour une distance source-peau de 7 mm [Gaillard-Lecanu et al., 1999].....	13

PARTIE I

Figure I-1 : Organisation des niveaux d'énergie pour un spin électronique $s=1/2$ en présence d'un champ magnétique [Vion-Dury, 2002].....	19
Figure I-2 : Phénomène de résonance.....	20
Figure I-3 : Les deux types de relaxation	21
Figure I-4 : Schéma de spectre RPE : amplitude A_{pp} et largeur ΔH_{pp} du spectre [Poole, 1983].....	22
Figure I-5 : Transitions Zeeman électronique et hyperfine , couplage entre un électron célibataire et un noyau de spin nucléaire $I= \frac{1}{2}$ [Dupeyre, 2002]	23
Figure I-6 : Spectres RPE de fragment d'os d'un des deux travailleurs lors de l'accident de San Salvador [Desrosiers, 1991]	27
Figure I-7 : Carte régionale montrant la localisation des échantillons de divers matériaux, dont le saccharose, collectés lors de l'accident de Tokai-Mura [Komura et al., 2000]	29
Figure I-8 : Représentation de Fischer du glucose de la série D et de la série L	32
Figure I-9 : Représentation de Fischer de trois aldohexoses et d'un cétohexose.....	32
Figure I-10 : Représentation de Haworth du D-glucose.....	33
Figure I-11 : Représentation de Haworth et de Fischer du D-glucose	35
Figure I-12 : Représentation de Haworth et de Fischer du D-fructose	35
Figure I-13 : Représentation de Haworth et de Fischer du D-galactose	36
Figure I-14 : Représentation de Haworth et de Fischer du D-mannose.....	36
Figure I-15 : Représentation de Haworth du D-saccharose.....	37
Figure I-16 : Représentation de Haworth du D-lactose.....	38
Figure I-17 : Représentation de Fischer du D-sorbitol.....	38
Figure I-18 : Représentation de Haworth de l'acide L-ascorbique	39
Figure I-19 : Médicaments et confiseries étudiés	40
Figure I-20 : Générateur X Siefert (a) et source de Cobalt-60 (b).....	41
Figure I-21 : Installation (a) et réacteur Caliban (b).....	42
Figure I-22 : Installation (a) et réacteur SILENE (b) [Grivot et al., 2002].....	44
Figure I-23 : Représentation schématique et photo du spectromètre RPE du laboratoire	45

Figure I-24 : Tube support échantillon.....	46
Figure I-25 : Spectre de la référence manganèse	47
Figure I-26 : Variation de la moyenne des amplitudes des pics 3 et 4 du manganèse normalisée à l'amplitude de la première mesure au cours du temps	47
Figure I-27 : Représentation du tube contenant le DPPH [del Signore, 2000]	48
Figure I-28 : Fenêtres du logiciel EPR-WinSim développé par le NIEHS.....	49
Figure I-29 : Répartition spectrale des lampes type F et UV [Eurosep, 1993]	50
Figure I-30: Schéma représentatif de l'échantillon à analyser dans la cavité (e_0 représente la hauteur d'échantillon dans le tube , h la hauteur entre le bas du tube et le haut du collet de telle sorte que le centre de l'échantillon se trouve au milieu de la cavité, et Δh la variation selon l'axe z).	56
Figure I-31 : Spectres RPE d'échantillons non irradiés des sucres de l'étude réalisés avec une modulation d'amplitude de 0,30 mT et une puissance de micro-onde de 0,50 mW (excepté pour le sorbitol : 1,26 mW).....	63
Figure I-32 : Spectres RPE d'échantillons des sucres de l'étude irradiés au ^{60}Co à 50 Gy (modulation d'amplitude : 0,3 mT ; puissance optimale : 0,50mW (sorbitol : 1,26 mW)).....	65
Figure I-33 : Spectre des sucres irradiés (courbe noire) et spectre modélisé des principaux radicaux supposés présents dans ces sucres	68
Figure I-34 : Evolution de l'amplitude du signal A_{pp} en fonction de la racine carrée de la puissance des sucres irradiés à 50 Gy auprès d'une source de Cobalt-60	71
Figure I-35 : Variation de l'amplitude du signal A_{pp} en fonction de la modulation d'amplitude	72
Figure I-36 : Variation de l'amplitude du signal RPE du glucose normalisé en fonction de la position verticale de l'échantillon dans la cavité.....	73
Figure I-37 : Variation de l'amplitude du signal RPE en fonction de la longueur de matériau dans le tube (disques rouges) et courbe de rendement de la cavité pour un échantillon de glucose de 10 mm (carrés noirs)	74
Figure I-38 : Amplitude du signal RPE en fonction de l'angle de mesure.....	76
Figure I-39 : Spectre des sucres non irradiés exposés à la lumière blanche	77
Figure I-40 : Evolution du rapport $(A_{pp})_{Lux} / (A_{pp})_{Nox}$ des sucres stockés après irradiation aux photons de Cobalt-60.....	78
Figure I-41 : Spectres des sucres après 1 et 21 jours de stockage à la lumière et dans l'obscurité.....	79
Figure I-42 : Spectres des sucres à différents intervalles de temps après irradiation.....	81
Figure I-43 : Etude de l'amplitude du signal en fonction du temps écoulé après l'irradiation au Cobalt-60	83
Figure I-44 : Variation de l'amplitude A_{pp} du signal RPE de l'acide ascorbique en fonction du temps écoulé depuis l'irradiation.....	83
Figure I-45 : Spectres du lactose, du saccharose, de l'acide ascorbique, du mannose et du galactose stockés à 20°C à t_{stab} (courbe noire) et chauffés pendant 120 min juste après l'irradiation	85
Figure I-46 : Courbe d'étalonnage des matériaux irradiés au Cobalt-60	87
Figure I-47 : Influence du débit de dose sur l'amplitude du signal RPE (incertitudes données à 1σ).....	89
Figure I-48 : Courbe représentative de l'amplitude du signal des sucres normalisée à l'amplitude du signal du sucre à l'énergie 1250 keV pour une même dose absorbée dans le tissu en fonction de l'énergie du rayonnement (écarts types relatifs à 2σ)	89
Figure I-49 : Rapport des coefficients massiques d'absorption de sucres sur ceux du tissu en fonction de l'énergie photonique	91
Figure I-50 : Rapport entre les coefficients massiques d'absorption des sucres et ceux du tissu en fonction de l'énergie photonique, et spectre photonique de SILENE calculé à l'aide du code MCNP	92

Figure I-51 : Rapport des facteurs de kerma neutrons entre les sucres et le tissu en fonction de l'énergie des neutrons [ICRU, 1977]	95
Figure I-52 : Spectres avant irradiation, après irradiation des médicaments et confiseries lus 16h après l'irradiation à température ambiante, ainsi que le spectre du sucre qu'il contient	100

PARTIE 2

Figure II-1 : Fonction de densité de probabilité $f(Y)$ de la variable aléatoire Y (a) et densité de probabilité cumulée $F(Y)$ (b).....	108
Figure II-2 : fonction de densité de probabilité $f(X)$ de la variable aléatoire X	108
Figure II-3: Fantômes anthropomorphes numériques a) mathématique (fantôme modélisant un homme adulte standard [Cristy and Eckerman, 1987] et b) voxélisé (fantôme VIP-Man [Xu et al., 2000])	112
Figure II-4 : Modèle de tête modifiée et ses 11 régions anatomiques [Bouchet et al., 1999].....	113
Figure II-5 : Dentition définie par Bouchet et al. [Bouchet et al., 1999]	119
Figure II-6 : Position et forme des dents modélisées	119
Figure II-7 : Exemple de positions d'échantillons d'os	120
Figure II-8 : Position des échantillons de sucre	121
Figure II-9 : Configurations d'irradiation AP, PA, RLAT et LLAT du fantôme mathématique anthropomorphe.....	123
Figure II-10 : Géométrie d'irradiation (source à 1m, dans une poche ou dans une main, et plancher contaminé) du fantôme mathématique anthropomorphe.....	124
Figure II-11 : Spectres de neutrons d'une source de $^{241}\text{AmBe}$, de ^{252}Cf et spectre de neutrons de fission du réacteur SILENE	125
Figure II-12 : Numérotation des dents	128
Figure II-13 : Variation de la dose déposée dans la dentine des dents n°-8, -6, -4 et -1 de la mâchoire supérieure pour la géométrie AP en fonction de les énergies photonique et neutroniques.....	129
Figure II-14 : Variation de la dose déposée dans la dentine des dents n°-8, -6, -4 et -1 de la mâchoire supérieure pour la géométrie PA en fonction de les énergies photonique et neutroniques.....	129
Figure II-15 : Variation de la dose déposée dans la dentine des dents n°-8, -6, -4 et -1 de la mâchoire supérieure pour la géométrie RLAT en fonction des énergies photonique et neutronique	129
Figure II-16 : Dose déposée dans la dentine de la mâchoire supérieure normalisée à la dose déposée dans la dentine n°-8 pour les quatre géométries par des photons d'énergies 0,08 et 1 MeV	130
Figure II-17 : Dose déposée dans la dentine de la mâchoire supérieure normalisée à la dose déposée dans la dentine n°-8 (dose minimale) pour les quatre géométries par des neutrons d'énergies 10^{-9} et 5 MeV	130
Figure II-18 : Dose déposée dans les échantillons d'os de la 6 ^{ème} côte normalisée à la dose déposée dans l'échantillon d'os positionné à 0° (dose maximale) pour les géométries AP, PA, RLAT et LLAT en champ photonique	132
Figure II-19 : Structure de la base de données DIOMEDE	133
Figure II-20 : Présentation du formulaire d'accueil de la base de données DIOMEDE	134
Figure II-21 : Formulaire sur la position de l'échantillon	135
Figure II-22 : Présentation du formulaire 'exposition standard AP'	136
Figure II-23: Présentation du formulaire 'exposition réaliste_source à un mètre'	136

TABLEAUX

PARTIE 1

Figure 0-1 : Aberrations chromosomiques dicentriques (flèches rouges) et fragments (flèches blanches) observés sur une microphotographie du noyau d'un lymphocyte fortement irradié [Voisin, 2000].....	7
Figure 0-2 : Spectromètre RPE (Bruker)	9
Figure 0-3 : Mannequin anthropomorphe dit 'équivalent tissu' pour le rayonnement photonique.....	9
Figure 0-4 : Exemple de modélisation de la victime, de la source et de son environnement à l'aide de techniques numériques.....	10
Figure 0-5 : Distribution de la dose absorbée dans un plan horizontal pour une distance source-peau de 7 mm [Gaillard-Lecanu et al., 1999].....	13
Figure I-1 : Organisation des niveaux d'énergie pour un spin électronique $s=1/2$ en présence d'un champ magnétique [Vion-Dury, 2002].....	19
Figure I-2 : Phénomène de résonance.....	20
Figure I-3 : Les deux types de relaxation	21
Figure I-4 : Schéma de spectre RPE : amplitude A_{pp} et largeur ΔH_{pp} du spectre [Poole, 1983].....	22
Figure I-5 : Transitions Zeeman électronique et hyperfine , couplage entre un électron célibataire et un noyau de spin nucléaire $I= \frac{1}{2}$ [Dupeyre, 2002]	23
Figure I-6 : Spectres RPE de fragment d'os d'un des deux travailleurs lors de l'accident de San Salvador [Desrosiers, 1991]	27
Figure I-7 : Carte régionale montrant la localisation des échantillons de divers matériaux, dont le saccharose, collectés lors de l'accident de Tokai-Mura [Komura et al., 2000]	29
Figure I-8 : Représentation de Fischer du glucose de la série D et de la série L	32
Figure I-9 : Représentation de Fischer de trois aldohexoses et d'un cétohexose.....	32
Figure I-10 : Représentation de Haworth du D-glucose.....	33
Figure I-11 : Représentation de Haworth et de Fischer du D-glucose	35
Figure I-12 : Représentation de Haworth et de Fischer du D-fructose	35
Figure I-13 : Représentation de Haworth et de Fischer du D-galactose	36
Figure I-14 : Représentation de Haworth et de Fischer du D-mannose.....	36
Figure I-15 : Représentation de Haworth du D-saccharose.....	37
Figure I-16 : Représentation de Haworth du D-lactose.....	38
Figure I-17 : Représentation de Fischer du D-sorbitol.....	38
Figure I-18 : Représentation de Haworth de l'acide L-ascorbique	39
Figure I-19 : Médicaments et confiseries étudiés	40
Figure I-20 : Générateur X Siefert (a) et source de Cobalt-60 (b).....	41
Figure I-21 : Installation (a) et réacteur Caliban (b).....	42
Figure I-22 : Installation (a) et réacteur SILENE (b) [Grivot et al., 2002].....	44
Figure I-23 : Représentation schématique et photo du spectromètre RPE du laboratoire	45
Figure I-24 : Tube support échantillon.....	46
Figure I-25 : Spectre de la référence manganèse	47

Figure I-26 : Variation de la moyenne des amplitudes des pics 3 et 4 du manganèse normalisée à l'amplitude de la première mesure au cours du temps	47
Figure I-27 : Représentation du tube contenant le DPPH [del Signore, 2000]	48
Figure I-28 : Fenêtres du logiciel EPR-WinSim développé par le NIEHS.....	49
Figure I-29 : Répartition spectrale des lampes type F et UV [Eurosep, 1993]	50
Figure I-30: Schéma représentatif de l'échantillon à analyser dans la cavité (e_0 représente la hauteur d'échantillon dans le tube, h la hauteur entre le bas du tube et le haut du collet de telle sorte que le centre de l'échantillon se trouve au milieu de la cavité, et Δh la variation selon l'axe z).	56
Figure I-31 : Spectres RPE d'échantillons non irradiés des sucres de l'étude réalisés avec une modulation d'amplitude de 0,30 mT et une puissance de micro-onde de 0,50 mW (excepté pour le sorbitol : 1,26 mW).....	63
Figure I-32 : Spectres RPE d'échantillons des sucres de l'étude irradiés au ^{60}Co à 50 Gy (modulation d'amplitude : 0,3 mT ; puissance optimale : 0,50mW (sorbitol : 1,26 mW)).....	65
Figure I-33 : Spectre des sucres irradiés (courbe noire) et spectre modélisé des principaux radicaux supposés présents dans ces sucres	68
Figure I-34 : Evolution de l'amplitude du signal A_{pp} en fonction de la racine carrée de la puissance des sucres irradiés à 50 Gy auprès d'une source de Cobalt-60	71
Figure I-35 : Variation de l'amplitude du signal A_{pp} en fonction de la modulation d'amplitude	72
Figure I-36 : Variation de l'amplitude du signal RPE du glucose normalisé en fonction de la position verticale de l'échantillon dans la cavité.....	73
Figure I-37 : Variation de l'amplitude du signal RPE en fonction de la longueur de matériau dans le tube (disques rouges) et courbe de rendement de la cavité pour un échantillon de glucose de 10 mm (carrés noirs)	74
Figure I-38 : Amplitude du signal RPE en fonction de l'angle de mesure.....	76
Figure I-39 : Spectre des sucres non irradiés exposés à la lumière blanche	77
Figure I-40 : Evolution du rapport $(A_{pp})_{\text{Lux}} / (A_{pp})_{\text{Nox}}$ des sucres stockés après irradiation aux photons de Cobalt-60.....	78
Figure I-41 : Spectres des sucres après 1 et 21 jours de stockage à la lumière et dans l'obscurité.....	79
Figure I-42 : Spectres des sucres à différents intervalles de temps après irradiation.....	81
Figure I-43 : Etude de l'amplitude du signal en fonction du temps écoulé après l'irradiation au Cobalt-60.....	83
Figure I-44 : Variation de l'amplitude A_{pp} du signal RPE de l'acide ascorbique en fonction du temps écoulé depuis l'irradiation.....	83
Figure I-45 : Spectres du lactose, du saccharose, de l'acide ascorbique, du mannose et du galactose stockés à 20°C à t_{stab} (courbe noire) et chauffés pendant 120 min juste après l'irradiation	85
Figure I-46 : Courbe d'étalonnage des matériaux irradiés au Cobalt-60	87
Figure I-47 : Influence du débit de dose sur l'amplitude du signal RPE (incertitudes données à 1σ).....	89
Figure I-48 : Courbe représentative de l'amplitude du signal des sucres normalisée à l'amplitude du signal du sucre à l'énergie 1250 keV pour une même dose absorbée dans le tissu en fonction de l'énergie du rayonnement (écarts types relatifs à 2σ)	89
Figure I-49 : Rapport des coefficients massiques d'absorption de sucres sur ceux du tissu en fonction de l'énergie photonique	91
Figure I-50 : Rapport entre les coefficients massiques d'absorption des sucres et ceux du tissu en fonction de l'énergie photonique, et spectre photonique de SILENE calculé à l'aide du code MCNP	92
Figure I-51 : Rapport des facteurs de kerma neutrons entre les sucres et le tissu en fonction de l'énergie des neutrons [ICRU, 1977].....	95

Figure I-52 : Spectres avant irradiation, après irradiation des médicaments et confiseries lus 16h après l'irradiation à température ambiante, ainsi que le spectre du sucre qu'il contient	100
---	-----

PARTIE 2

Figure II-1 : Fonction de densité de probabilité $f(Y)$ de la variable aléatoire Y (a) et densité de probabilité cumulée $F(Y)$ (b).....	108
Figure II-2 : fonction de densité de probabilité $f(X)$ de la variable aléatoire X	108
Figure II-3: Fantômes anthropomorphes numériques a) mathématique (fantôme modélisant un homme adulte standard [Cristy and Eckerman, 1987] et b) voxélisé (fantôme VIP-Man [Xu et al., 2000]).....	112
Figure II-4 : Modèle de tête modifiée et ses 11 régions anatomiques [Bouchet et al., 1999].....	113
Figure II-5 : Dentition définie par Bouchet et al. [Bouchet et al., 1999]	119
Figure II-6 : Position et forme des dents modélisées	119
Figure II-7 : Exemple de positions d'échantillons d'os	120
Figure II-8 : Position des échantillons de sucre	121
Figure II-9 : Configurations d'irradiation AP, PA, RLAT et LLAT du fantôme mathématique anthropomorphe.....	123
Figure II-10 : Géométrie d'irradiation (source à 1m, dans une poche ou dans une main, et plancher contaminé) du fantôme mathématique anthropomorphe.....	124
Figure II-11 : Spectres de neutrons d'une source de $^{241}\text{AmBe}$, de ^{252}Cf et spectre de neutrons de fission du réacteur SILENE	125
Figure II-12 : Numérotation des dents	128
Figure II-13 : Variation de la dose déposée dans la dentine des dents n°-8, -6, -4 et -1 de la mâchoire supérieure pour la géométrie AP en fonction de les énergies photonique et neutroniques.....	129
Figure II-14 : Variation de la dose déposée dans la dentine des dents n°-8, -6, -4 et -1 de la mâchoire supérieure pour la géométrie PA en fonction de les énergies photonique et neutroniques.....	129
Figure II-15 : Variation de la dose déposée dans la dentine des dents n°-8, -6, -4 et -1 de la mâchoire supérieure pour la géométrie RLAT en fonction des énergies photonique et neutronique	129
Figure II-16 : Dose déposée dans la dentine de la mâchoire supérieure normalisée à la dose déposée dans la dentine n°-8 pour les quatre géométries par des photons d'énergies 0,08 et 1 MeV	130
Figure II-17 : Dose déposée dans la dentine de la mâchoire supérieure normalisée à la dose déposée dans la dentine n°-8 (dose minimale) pour les quatre géométries par des neutrons d'énergies 10^{-9} et 5 MeV.....	130
Figure II-18 : Dose déposée dans les échantillons d'os de la 6ème côte normalisée à la dose déposée dans l'échantillon d'os positionné à 0° (dose maximale) pour les géométries AP, PA, RLAT et LLAT en champ photonique.....	132
Figure II-19 : Structure de la base de données DIOMEDE	133
Figure II-20 : Présentation du formulaire d'accueil de la base de données DIOMEDE	134
Figure II-21 : Formulaire sur la position de l'échantillon	135
Figure II-22 : Présentation du formulaire 'exposition standard AP'	136
Figure II-23: Présentation du formulaire 'exposition réaliste_source à un mètre'	136

SIGLES, ABREVIATIONS ET CONSTANTES

Sigles et abréviations

AP : Antero-Postérieur

CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique

COFRAC : COmité FRançais d'ACcréditation

DIOMEDE : Database of ratio of Organ to saMple DosE

KERMA: Kinetic Energy Released in MAtter

LDRI : Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants

LLAT : Left LATeral

MCNP: Monte Carlo Neutron Particle

MIRD : Medical Internal Radiation Dose

NIEHS: Naional Institute of Environmental Health Sciences

OSL : Optically Stimulated Luminescence

PA : Postéro-Antérieur

RLAT : Right LATeral

RPE : Résonance Paramagnétique Electronique

SILENE : Source d'Irradiation à Libre Evolution NEutronique

TEL : Transfert d'Energie Linéique

u.a. : unité arbitraire

VIP-Man : VIvisible Photographic Man

Constantes

Constante de Planck : $h = 6,6260755 \times 10^{-34} \text{ J.s}$

Constantes de Boltzman : $k_B = 1,380658 \times 10^{-23} \text{ J.K}^{-1}$

Magnéton de Bohr : $\mu_B = 9,2740154 \times 10^{-24} \text{ J.T}^{-1}$

Facteur g de l'électron libre : $g_e = 2,0023193$

GLOSSAIRE

Acide aldonique : Molécule issue de l'oxydation de la fonction aldéhyde d'un ose.

Aldose : Glucide possédant une fonction aldéhyde.

Anomère : Deux oses sont anomères quand ils diffèrent seulement par la configuration du carbone porteur de la fonction semi-acétalique (forme α ou β).

Cétose : Glucide possédant une fonction cétone.

Épimère : Deux oses sont épimères quand ils ne diffèrent que par la configuration d'un seul carbone.

Facteur g : Facteur de Landé.

Fading : Variation de l'intensité du signal RPE en fonction du temps après l'irradiation.

Fonction réductrice : Fonction capable de céder des électrons (fonctions aldéhyde et cétone pour les oses).

Fonction semi-acétalique : Fonction aldéhyde ou cétone lorsqu'elle est sous forme cyclique.

Hexose : Ose formé de 6 atomes de carbone.

Holoside : Molécule dont l'hydrolyse ne libère que des oses.

Hétéroside : Union d'une molécule glucidique avec une molécule non glucidique (aglycone).

Hydroxyle : La fonction hydroxyle est la fonction alcool (-OH).

Isomères: Composés qui ont la même formule brute mais qui n'ont pas la même formule développée.

Mutarotation : Variation du pouvoir rotatoire d'une solution résultant d'une épimérisation spontanée ou sous l'influence d'un catalyseur.

Ose : Glucide le plus simple non hydrolysable.

Polyol : Un polyol ou polyalcool est un composé chimique organique caractérisé par un certain nombre de groupes -OH.

Réducteur : Élément qui perd un ou plusieurs électron(s).

Tally : donnée de sortie dans le code MNCP

INTRODUCTION

Ce travail s'inscrit dans le cadre d'un programme de recherche et de développement mené depuis une quinzaine d'années dans le Service de Dosimétrie Externe (SDE) de l'Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire (IRSN) et plus particulièrement dans le Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants (LDRI). Ce programme vise à mettre au point des outils dosimétriques basés sur différents principes physiques permettant d'estimer la dose reçue par les victimes d'accident radiologique suite à une exposition externe aux rayonnements ionisants.

Les accidents d'irradiation impliquent toutes les catégories de la population, aussi bien les travailleurs des secteurs industriel, médical ou de la recherche que le grand public. La prise en charge médicale d'un accident de ce type nécessite la connaissance de certaines informations afin d'évaluer aussi précisément que possible les dommages radio-induits dans le but de définir la stratégie thérapeutique la plus adaptée. Parmi ces informations, la connaissance de la dose est primordiale. En effet, l'importance des effets pathologiques dus à la surexposition aux rayonnements ionisants dépend de la dose absorbée, de sa répartition spatiale dans l'organisme, du mode de distribution dans le temps et de la nature du rayonnement. Or, l'expérience montre que, lors des accidents radiologiques, les personnes exposées ne portent, en général, pas de dosimètre. C'est pourquoi, en complément de l'observation clinique, des outils dosimétriques ont été développés, en particulier la dosimétrie biologique, fondée sur l'évaluation de variations radio-induites de certains paramètres biologiques, et la dosimétrie physique, basée sur des mesures physiques et des moyens de calculs.

La dosimétrie physique est une approche qui permet d'évaluer soit une dose absorbée en un ou plusieurs points donnés au moyen de techniques physiques comme la spectrométrie par résonance paramagnétique électronique (RPE), soit une distribution de dose dans l'organisme par reconstitution de l'accident à l'aide d'outils expérimentaux ou de techniques numériques.

La spectrométrie par RPE, qui permet de mesurer la concentration de radicaux libres, en particulier ceux induits par une irradiation, dans des matériaux organiques ou inorganiques, a déjà été utilisée avec succès lors d'accidents radiologiques passés. De nombreux matériaux ont été étudiés pour la dosimétrie d'accident, principalement en champ photonique. Une exposition accidentelle peut toutefois se produire avec une composante neutronique comme ce fut le cas lors de l'accident de criticité de Tokai Mura. Cependant, peu de publications sont dédiées à l'étude de la réponse aux neutrons de matériaux susceptibles de fournir un signal RPE.

Dans ce contexte, le premier objectif de ce travail a été de sélectionner des matériaux issus de l'environnement de la victime et d'étudier puis de caractériser leurs propriétés dosimétriques en champ mixte (n,γ) en utilisant la technique RPE.

Par ailleurs, la dosimétrie par RPE est complémentaire de la technique de reconstitution dosimétrique, qui consiste à reproduire les circonstances de l'accident en utilisant des mannequins anthropomorphes (physiques ou numériques). En effet, les durées d'exposition sont en général mal connues et les techniques de reconstitution ne permettent bien souvent que d'obtenir une distribution de la dose par unité de temps. Ainsi, l'association d'une technique (comme la RPE) basée sur la mesure de la dose sur des échantillons de matériaux présents lors de l'irradiation et d'une technique de reconstitution physique, le plus souvent numérique, permet d'obtenir une distribution de dose absolue. Toutefois, dans le cas d'accident radiologique, il est important d'avoir une première estimation de la dose et ce, aussi rapidement que possible. Cependant, si l'estimation des doses par RPE sur des échantillons irradiés peut être réalisée en quelques heures, la reconstitution numérique nécessite un temps plus ou moins long pour modéliser précisément la géométrie et pour réaliser les calculs.

Ainsi, afin de disposer d'un outil permettant de fournir une première estimation de la distribution de dose dans un délai court, le second objectif de ce travail a été de créer une base de données comportant des facteurs de passage, calculés à partir d'un code de calcul Monte Carlo, entre la dose en un ou plusieurs point du corps mesurable par RPE et la dose aux organes ou au corps entier pour des configurations d'irradiations standard et réalistes en champs photonique, neutronique et mixte.

Ce mémoire expose tout d'abord le contexte de l'étude, et se divise ensuite en deux parties.

La première partie décrit le principe de la RPE et présente ensuite une synthèse bibliographique des matériaux déjà étudiés par cette technique, ainsi que les matériaux sélectionnés pour notre étude en champ mixte (n,γ). Les matériaux étudiés, les dispositifs d'irradiation, le spectromètre

RPE et les procédures suivies sont ensuite décrits. Les résultats expérimentaux portent sur l'optimisation des paramètres influençant la mesure et sur la caractérisation dosimétrique des matériaux étudiés pour les champs photonique et mixte. Une application dosimétrique portant sur des produits de consommation courante (médicament, confiserie) contenant des matériaux étudiés a ensuite été réalisée.

La deuxième partie de ce mémoire présente la base de données réalisée pour différentes configurations et différents types de rayonnements. Elle porte sur la description du principe de la méthode Monte Carlo (MC) appliquée au transport de particules, des codes de calcul MC et des fantômes numériques anthropomorphes. Le code de simulation MCNP utilisé et les configurations d'exposition retenues sont ensuite décrits. Enfin, les résultats obtenus sont présentés et analysés.

CONTEXTE

Cette partie est consacrée à la description du contexte scientifique qui a motivé ce travail et des objectifs associés qui étaient visés.

Un bilan des accidents radiologiques survenus dans le monde au cours des dernières décennies est présenté et les enjeux de la dosimétrie associée en terme de stratégie thérapeutique sont exposés, en mettant en évidence les difficultés et les spécificités d'une telle dosimétrie.

Les différentes techniques dosimétriques mises en oeuvre en cas d'accident sont ensuite indiquées. Le principe de deux de ces techniques utilisées au cours de ce travail et une analyse de leurs applications dans le domaine de l'accident radiologique sont particulièrement décrites, à savoir la spectrométrie par résonance paramagnétique électronique (RPE) et la modélisation numérique utilisant la méthode Monte Carlo (MC). Enfin, les objectifs de cette étude sont énumérés.

LES ACCIDENTS RADIOLOGIQUES DUS A UNE EXPOSITION EXTERNE : HISTORIQUE ET ENJEUX DE LA DOSIMETRIE ASSOCIEE

LES ACCIDENTS RADIOLOGIQUES

Depuis 1945, près de 600 accidents radiologiques ont été répertoriés dans le monde. Ils ont conduit à environ 180 décès [IRSN, 2004]. L'exposition accidentelle externe est le mode d'exposition le plus fréquemment rencontré (84% des accidents). Dans deux tiers des cas, l'exposition est dite localisée car elle ne concerne qu'une partie du corps tandis que, dans le tiers restant, l'exposition concerne la totalité de l'individu. Ces accidents sont souvent dus à des sources radioactives, à la libération de substances radioactives, à des accidents de criticité ou encore à des rayonnements issus d'accélérateurs de particules [Brenot, 2003].

Les accidents d'irradiation impliquent toutes les catégories de la population, travailleurs et grand public. La mise au contact ou la proximité d'une source radioactive de forte activité peut toucher des travailleurs qui utilisent ces sources, par exemple, pour le contrôle des soudures par

radiographie dans l'industrie (accident en Afrique du Sud (1998) [Bottollier-Depois et al., 1998]), ou pour une préparation industrielle (accident en Norvège (1982) [Regulla and Deffner, 1989]). Le public peut être impliqué, à différents degrés de gravité, lorsqu'une source « dite orpheline » est manipulée à la suite d'une perte (accident en Thaïlande (2000) [IAEA, 2002b], au Pérou (1999) [IAEA, 2000a], en Géorgie (1997 [IAEA, 2000b], 1998 [Ortiz, 2000], 2001 [Clairand et al., 2002]) et en Turquie (1998) [IAEA, 2000c]). Des accidents peuvent également se produire suite à la libération accidentelle de substances radioactives dans des installations industrielles, de recherche et de médecine nucléaire, lors d'une rupture accidentelle d'une barrière de confinement conduisant à l'exposition de travailleurs et du public [IAEA, 1993]. Les accidents de criticité produits dans un réacteur (accident de Tchernobyl, 1986) ou lors de la manipulation de matière fissile (accident de Tokai mura, 1999 [Takada and Hoshi, 2000a]) provoquent une libération rapide et intense d'énergie accompagnée d'une forte émission de neutrons et de rayonnements gamma. Par ailleurs, une exposition accidentelle au rayonnement émis par un faisceau de particules issu d'un accélérateur peut avoir lieu à la suite d'un incident matériel ou du non respect de procédures. Les personnes touchées peuvent être des travailleurs (accident de Forbach (1991) [Nenot, 2001]) ou des patients lors d'un traitement par radiothérapie (accident en Pologne (2001) [IAEA, 2004], accident de Panama (2000) [IAEA, 2001a]). La population peut également être touchée à la suite d'un acte terroriste impliquant des substances radioactives (acte terroriste en 1993 en Russie [Lee, 1998] et en 1999 aux Etats-Unis [Cameron et al., 2000]).

ENJEUX DE LA DOSIMETRIE D'ACCIDENT

La gestion médicale d'une irradiation accidentelle nécessite de disposer d'informations spécifiques pour une évaluation aussi précise que possible des dommages radio-induits afin d'asseoir la stratégie thérapeutique proposée. Ces informations concernent la dose reçue à l'organisme et, d'autre part, des éléments de diagnostic et de pronostic sur l'évolution des lésions radio-induites.

Trois approches complémentaires, clinique (nausée, vomissement, érythème), biologique (aberrations chromosomiques radio-induites notamment) et physique (dosimétrie individuelle, reconstitution physique) peuvent être utilisées [Roy and Clairand, 2004]. Dans le paragraphe suivant, sont présentées ces différentes techniques de dosimétrie, en détaillant tout particulièrement la dosimétrie physique qui constitue la base de ce travail.

LES METHODES DE DOSIMETRIE D'ACCIDENT

A la suite d'un accident radiologique, l'estimation de la dose reçue dans l'organisme peut être réalisée à partir de plusieurs méthodes complémentaires [DPHD, 2000].

LA DOSIMETRIE CLINIQUE

La dosimétrie clinique s'appuie sur l'examen clinique de la personne irradiée. La démarche diagnostique repose sur un interrogatoire concernant les circonstances de l'accident et les signes cliniques (vomissement, nausée, diarrhée, etc.). Le diagnostic de la gravité de l'irradiation s'appuie sur l'observation de la nature, la précocité et l'intensité des symptômes ainsi que leur évolution dans le temps. Dans le cas d'une irradiation aiguë, des effets sur le système hématopoïétique, la peau, le système digestif et le système nerveux central apparaissent et peuvent évoluer selon quatre phases (prodrome, latente, critique et de récupération). Les trois premières phases sont d'autant plus courtes et leur intensité d'autant plus grande que la dose reçue est élevée.

LA DOSIMETRIE BIOLOGIQUE

La dosimétrie biologique estime la dose reçue par l'évaluation des variations radio-induites de certains paramètres biologiques. La technique la plus sensible pour l'estimation d'une dose biologique est la technique cytogénétique conventionnelle [IAEA, 2001b] basée sur le dénombrement des aberrations chromosomiques de type instable (dicentriques et anneaux centriques) dans les lymphocytes du sang périphérique (Figure 0-1). Une dose globale intégrée au corps entier peut alors être calculée.

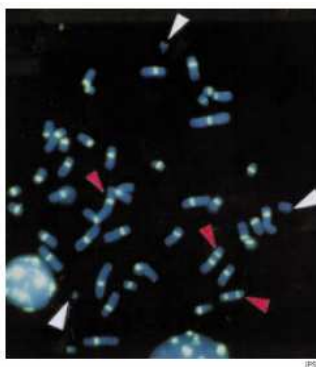


Figure 0-1 : Aberrations chromosomiques dicentriques (flèches rouges) et fragments (flèches blanches) observés sur une microphotographie du noyau d'un lymphocyte fortement irradié [Voisin, 2000]

La dosimétrie physique d'accident constitue le cadre de ce mémoire. Elle permet d'obtenir une estimation de la dose reçue et de sa distribution dans l'organisme par l'utilisation d'outils basés sur des techniques physiques. Plusieurs approches complémentaires peuvent être envisagées : la dosimétrie par RPE qui consiste à mesurer la dose reçue par des matériaux, biologiques (os, dents) ou non biologiques (médicament, sucre, etc.) irradiés lors de l'accident, et l'approche qui consiste à réaliser une reconstitution de l'accident à l'aide d'outils expérimentaux ou de techniques numériques. Par ailleurs, en cas d'irradiation par des neutrons, des mesures de l'activation du sodium contenu dans le sang ou du phosphore présent dans les phanères de l'individu peuvent être réalisées. La RPE et les méthodes numériques seront décrites de façon plus détaillée dans les parties 1 et 2 de ce document car une grande part du travail de thèse a porté sur leur utilisation.

La spectrométrie par résonance paramagnétique électronique

La spectrométrie par RPE est une méthode basée sur l'absorption d'une onde hyperfréquence par une espèce paramagnétique placée dans un champ magnétique. Cette technique permet de mesurer la concentration de radicaux libres, en particulier, ceux induits par une irradiation dans des matériaux organiques ou inorganiques. La RPE a été découverte en 1945 par Zavoisky qui a étudié l'absorption d'une onde radiative par une substance paramagnétique, dans un champ magnétique statique [Zavoiski, 1945]. Depuis cette technique a été étudiée et développée, et des spectromètres performants ont été construits (Figure 0-2). Aujourd'hui la RPE est utilisée dans de nombreux domaines [Debuyst et al., 1999] tels que la chimie (mesure de la susceptibilité magnétique, étude du comportement des radicaux libres produits par irradiation), l'archéologie (datation), la biologie (étude de réactions enzymatiques, marquage de spin pour la mesure de pH, mesure de radicaux libres dans les tissus vivants), la physique (détection de défauts dans les cristaux, étude des effets d'irradiation sur les semi-conducteurs, estimation de la dose due à une irradiation).



Figure 0-2 : Spectromètre RPE (Bruker)

La reconstitution dosimétrique

La reconstitution dosimétrique expérimentale

La reconstitution dosimétrique expérimentale consiste à irradier, dans des conditions aussi proches que possible de celles de l'accident, un mannequin anthropomorphe (Figure 0-3) dont le coefficient d'absorption massique en énergie se rapproche au mieux de celui du tissu biologique. et équipé de dosimètres adaptés au type de rayonnement considéré. En pratique, cette technique s'avère peu aisée à mettre en oeuvre compte-tenu, notamment, du délai de mise en place et de lecture des dosimètres et de la difficulté à reproduire fidèlement les circonstances de l'accident. Lorsque l'expérience s'avère trop complexe, les techniques numériques se révèlent plus performantes et permettent un paramétrage fin de la géométrie de l'accident.



Figure 0-3 : Mannequin anthropomorphe dit 'équivalent tissu' pour le rayonnement photonique

La reconstitution dosimétrique numérique

La reconstitution numérique nécessite l'utilisation de modèles anthropomorphes numériques (Figure 0-4) associés à un code de calcul Monte Carlo (MC) qui permet de modéliser le parcours et les interactions des particules dans la matière. Pour être utilisables facilement en cas d'exposition externe accidentelle, les outils de calcul doivent être adaptables à un ensemble de situations, mettant en jeu un grand nombre de paramètres : 1) géométriques, comme la morphologie et la position de la victime, la topologie de l'installation, et 2) physiques, comme le type de rayonnement, la géométrie de la source, etc. Des codes MC de transport de particules tels que MCNP, MORSE, EGS, GEANT, etc., peuvent être utilisés.

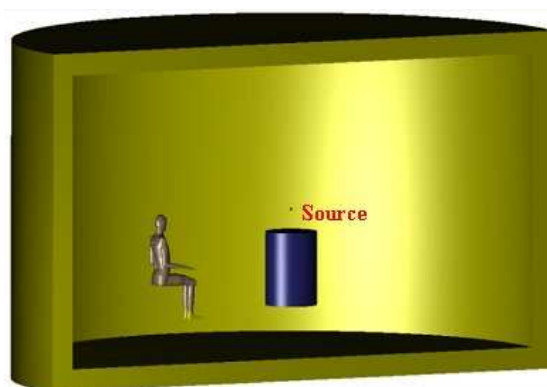


Figure 0-4 : Exemple de modélisation de la victime, de la source et de son environnement à l'aide de techniques numériques.

Une telle reconstitution dosimétrique, quelle soit expérimentale ou numérique, permet de fournir une estimation de la distribution de la dose en différents points de l'organisme de la victime avec une précision directement corrélée à la connaissance des circonstances de l'accident, notamment en terme de topologie, de séquences et de durée de l'irradiation. L'expérience montre qu'en pratique ces paramètres sont souvent mal connus car ils reposent sur des témoignages parfois parcellaires et subjectifs. Dans le cas d'une incertitude sur la durée, on ne pourra estimer qu'une distribution de dose par unité de temps.

La technique d'activation

L'activation est un phénomène par lequel des éléments stables sont rendus radioactifs par réaction nucléaire sous l'action d'un flux de neutrons [Nimal, 2003]. La mesure de l'activation de certains éléments présents dans l'organisme permet, par exemple, après l'irradiation de

réaliser un tri des individus irradiés selon la sévérité de l'exposition, notamment, par la mesure de l'activité du sodium-24 issu d'une réaction (n,γ) sur le sodium-23 présent dans l'organisme. En effet, le sodium-24 de demi-vie 15h est un émetteur gamma facilement détectable à l'aide d'un radiamètre ou d'un système d'anthroporadiamétrie. De même, la mesure de l'activité du phosphore-32 dans les phanères ou la laine permet d'estimer la sévérité de l'exposition et d'évaluer l'hétérogénéité de l'irradiation par la mesure effectuée sur des prélèvements de phanères en différents points du corps. Le phosphore-32 de demi-vie 14,28 jours est un émetteur bêta et peut être mesuré à l'aide de compteurs Geiger-Müller, de sonde à scintillation, etc., après préparation chimique des échantillons.

APPLICATIONS DE LA RPE ET DES TECHNIQUES NUMERIQUES A LA DOSIMETRIE D'ACCIDENT

APPLICATION DE LA SPECTROMETRIE RPE A LA DOSIMETRIE D'ACCIDENT

Avec l'utilisation croissante des rayonnements dans l'industrie et le médical, et suite à l'irradiation par la bombe A des habitants de Hiroshima et Nagasaki et à l'accident nucléaire de Tchernobyl en 1986, il est nécessaire de disposer de techniques qui puissent estimer le risque encouru par la victime exposée, en particulier lorsqu'il s'agit du public qui est dépourvu de dosimètres individuels.

Une des méthodes intéressantes est la mesure de radicaux libres présents dans des matériaux créés à la suite d'une irradiation en employant la technique par spectrométrie RPE comme technique de dosimétrie post-accidentelle. Cette méthode présente l'avantage d'être non destructive. Elle 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., sous presse] ou en Pologne en 2001 [IAEA, 2004] sur des échantillons d'os.

Le succès de cette méthode dans le cas des accidents radiologiques cités ci-dessus a montré l'importance d'élargir la recherche de matériaux intéressants, accessibles par des moyens non invasifs pour la détermination de la dose. Les matériaux considérés doivent répondre à certains critères. Un matériau est considéré comme un dosimètre satisfaisant s'il présente une bonne sensibilité aux rayonnements, une bonne stabilité thermique et temporelle et s'il peut être considéré comme un matériau équivalent tissu. De plus, il est indispensable de connaître la

relation entre l'intensité du signal radio-induit et la dose dans la gamme d'intérêt. Des matériaux biologiques [Brady et al., 1968] comme l'os, la dent ou les phanères et des matériaux issus de l'environnement de la victime [Dalgarno and McClymont, 1989 ; Barthe et al., 1989 ; Trivedi and Greenstock, 1993] ont été étudiés dans l'hypothèse de trouver des dosimètres utilisables dans le cas d'un accident radiologique.

EXEMPLES D'APPLICATION DES TECHNIQUES NUMERIQUES A LA RECONSTITUTION DOSIMETRIQUE D'UN ACCIDENT RADIOLOGIQUE

Les techniques numériques ont été utilisées dans le laboratoire lors de plusieurs accidents radiologiques survenus ces dernières années (Georgie 1997, 1998 et 2001), (Afrique du Sud, 1998), (Pérou, 1999). Parmi ceux-ci, nous avons choisi de détailler l'accident survenu au Pérou, à Yanango qui permet d'illustrer la méthode. Un ouvrier soudeur avait ramassé une source d'Iridium-192 et l'avait placé dans la poche arrière de son pantalon.

Cet accident radiologique a été caractérisé par une incertitude importante sur la durée de l'exposition. Par conséquent la reconstitution dosimétrique réalisée à partir de calculs MC a été en partie basée sur les données cliniques (taille de la nécrose) [IAEA, 2000a].

Lors de la reconstitution dosimétrique, deux distances source –peau ont été considérées :

- 3 mm correspondant à la position assise,
- 7 mm correspondant à la distance la plus grande en position debout.

Les résultats des calculs ont fourni une distribution de la dose dans le corps et ont été normalisés afin d'obtenir une dose égale à 30 Gy au bord de la lésion nécrosée (Figure 0-5) [Gaillard-Lecanu et al., 1999]. Cette valeur a été sélectionnée car elle correspond au seuil pour la nécrose de la peau.

L'association de l'observation clinique et la reconstitution dosimétrique réalisée à partir du calcul MC a permis d'estimer les doses en profondeur et de fournir des éléments nécessaires à l'établissement de la stratégie thérapeutique.

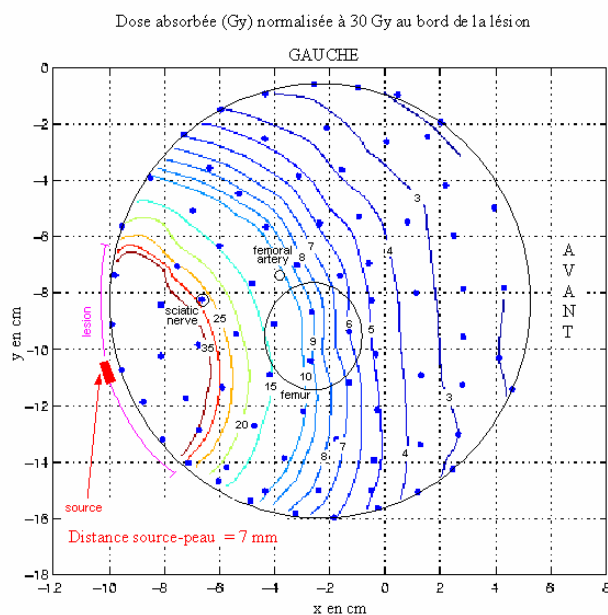


Figure 0-5 : Distribution de la dose absorbée dans un plan horizontal pour une distance source-peau de 7 mm [Gaillard-Lecanu et al., 1999]

COMPLEMENTARITE DES DEUX TECHNIQUES

Une des principales difficultés dans la reconstitution de la dose par des moyens numériques est le manque de connaissance fiable au sujet du scénario de l'accident, qui est souvent basé sur des témoignages incomplets. En règle générale, la plus grande incertitude concerne le temps d'exposition. Par conséquent, les calculs MC ne peuvent fournir dans la plupart des cas qu'une distribution de la dose par unité de temps. Afin de surmonter cette difficulté, un des moyens est d'utiliser, si possible conjointement aux calculs MC, l'information donnée par des mesures réalisées par spectrométrie RPE, par exemple, sur des matériaux biologiques extraits pour raisons médicales de la victime comme l'émail dentaire ou l'os.

Des données dosimétriques relativement précises provenant de la mesure par RPE d'échantillons de matériaux biologiques peuvent être obtenues sans connaître les conditions exactes de l'accident, néanmoins, elles ne fournissent des informations qu'aux endroits du corps où ont été réalisés les prélèvements. Par conséquent, les données dosimétriques obtenues par RPE sont complémentaires des calculs MC et sont utilisés comme paramètre de normalisation pour les calculs. Un exemple du succès de cette complémentarité est la reconstitution dosimétrique par calcul MC associée à des mesures obtenues par RPE de l'accident survenu à Lia en Géorgie en 2001 qui a permis d'estimer la distribution de la dose dans l'organisme et d'évaluer la dose reçue par les organes [Clairand et al., sous presse].

OBJECTIFS DE L'ETUDE

La recherche de matériaux pour la dosimétrie d'accident en utilisant la spectrométrie par RPE s'étend sur une large gamme. En effet, chaque scénario accidentel étant différent, les échantillons de matériaux récupérés peuvent être très divers.

Le premier objectif a donc consisté à sélectionner des matériaux issus de l'environnement de la victime afin de caractériser leurs propriétés dosimétriques en champ mixte (n,γ) en utilisant la technique RPE. Pour cela nous avons fait une étude des matériaux analysés par RPE. Nous avons ensuite optimisé les paramètres influençant la mesure afin d'avoir le meilleur rapport signal sur bruit et de limiter les erreurs de mesures. Enfin nous avons évalué les caractéristiques dosimétriques des matériaux sélectionnés.

Par ailleurs, pour passer de la dose en un point de mesure obtenu par RPE à la dose aux organes ou au corps entier, il est nécessaire de connaître la distribution de la dose par unité de temps qui peut être obtenue en utilisant la reconstitution dosimétrique numérique.

Le deuxième objectif a été de modéliser les configurations d'irradiations accidentelles les plus représentatives afin d'évaluer le rapport entre la dose mesurable en un point par une technique physique et la dose au corps entier ou à un organe pour une exposition aux photons et aux neutrons. Les calculs ont été réalisés à partir de la méthode Monte Carlo (MC).

**I. PARTIE 1 : CARACTERISATION PAR RPE DES PROPRIETES DOSIMETRIQUES EN
CHAMP MIXTE (NEUTRONS, PHOTONS) DE MATERIAUX ISSUS DE
L'ENVIRONNEMENT DE LA VICTIME**

I.1	Introduction	17
I.2	Généralités sur la dosimétrie par RPE	18
I.2.1	La résonance paramagnétique électronique	18
I.2.2	Généralités sur le spectre RPE	22
I.2.3	Matériaux étudiés par RPE pour l'accident	26
I.2.4	Choix des matériaux de l'étude	30
I.2.5	Généralités sur les sucres	31
I.3	Matériels et méthodes	34
I.3.1	Les sucres de l'étude	34
I.3.2	Les médicaments et confiseries étudiés	40
I.3.3	Dispositifs d'irradiation	41
I.3.4	Dispositif d'analyse : Spectromètre RPE	44
I.3.5	La lampe xénon	50
I.3.6	Description des études réalisées	51
I.4	Résultats	63
I.4.1	Spectres RPE des sucres	63
I.4.2	Paramètres influençant le spectre RPE	70
I.4.3	Caractérisation dosimétrique des sucres	87
I.4.4	Application dosimétrique sur des médicaments et confiseries	99
	Conclusion	102

I.1 INTRODUCTION

La dose est un des éléments qui permet de quantifier le niveau de risque à la suite d'une exposition aux rayonnements ionisants. Lors d'un accident radiologique, la dose reçue par la victime est une donnée importante à déterminer. Cette information permet au médecin d'établir un diagnostic plus précis afin de définir la thérapeutique la mieux adaptée. La dosimétrie par RPE est l'une des techniques utilisée avec succès lors de la reconstitution dosimétrique d'accident due à un champ photonique. Une exposition accidentelle peut également se produire avec une composante neutronique dans le cas d'accident radiologique en champ mixte (neutrons, gamma). Peu d'études ont été réalisées dans ce domaine. Or il est important de pouvoir disposer de matériaux caractérisés permettant d'estimer la dose reçue par chacune des composantes du champ.

L'objectif de cette partie est de caractériser les propriétés dosimétriques en champs photonique et neutronique de matériaux issus de l'environnement de la victime utilisables lors d'un accident radiologique à l'aide de la spectrométrie par résonance paramagnétique électronique (RPE).

La première étape consiste à sélectionner des matériaux qui peuvent être présents dans l'environnement de la victime. Les études montrent que de nombreux matériaux présentent un signal RPE après une irradiation.

Nous allons présenter un bilan des matériaux déjà étudiés dans le domaine de la RPE afin de mettre en évidence les matériaux possédant des propriétés intéressantes.

La deuxième étape consiste à étudier le comportement des matériaux choisis lorsqu'ils sont exposés à un champ d'irradiation photonique ou mixte (neutrons, photons). Pour mener à bien cette étude, nous avons optimisé les paramètres de mesure, et pris en compte les problèmes liés aux conditions de stockage. Nous avons étudié la réponse des matériaux exposés à un champ d'irradiation photonique en fonction de la dose, du débit de dose et de l'énergie. Nous avons ensuite évalué la sensibilité aux neutrons des matériaux à la suite d'une irradiation en champ mixte (neutrons, photons).

Le premier chapitre de cette partie présente succinctement les principes de base de la RPE, les matériaux étudiés par RPE et le choix des matériaux de l'étude. Le deuxième chapitre présente les caractéristiques physico-chimiques des matériaux de l'étude, les dispositifs d'irradiation et le spectromètre RPE utilisés, ainsi que la procédure adoptée lors de nos expériences et nos mesures. Le chapitre trois présente les résultats obtenus.

I.2 GENERALITES SUR LA DOSIMETRIE PAR RPE

I.2.1 LA RESONANCE PARAMAGNETIQUE ELECTRONIQUE

La RPE s'observe sur toute substance contenant au moins un électron célibataire (électron non apparié).

I.2.1.1 Comportement des matériaux dans un champ magnétique H

En général, les électrons forment dans les atomes des paires de spins opposés, de telle sorte que leur moment magnétique total est nul. Tout matériau montre une aimantation quand il est soumis à de forts champs magnétiques. On classe les matériaux selon leur propriétés de magnétisation :

- Matériaux diamagnétiques,
- Matériaux paramagnétiques,
- Matériaux ferromagnétiques.

Les matériaux diamagnétiques, de susceptibilité magnétique χ négative, développent un moment magnétique dans la direction opposée au champ magnétique H et sont repoussés par un aimant. Le diamagnétisme est une propriété qui s'explique par les moments magnétiques moléculaires ou atomiques associés aux moments orbitaux des électrons. Dans un champ extérieur, leurs orbites sont légèrement déformées et leur moment cinétique change.

Les matériaux paramagnétiques, de susceptibilité magnétique χ positive, réagissent de manière inverse aux matériaux diamagnétiques. Le paramagnétisme repose sur l'existence d'un moment magnétique intrinsèque des électrons (particules avec spin). Quand les électrons dans un atome ne sont pas couplés en paires de spins opposés, l'atome a un dipôle magnétique total. Dans le cas d'un très grand nombre d'atomes, ces dipôles sont orientés au hasard en raison du mouvement thermique. Les champs magnétiques des dipôles élémentaires se compensent et le corps n'a pas de champ magnétique résultant. Si l'on place ces matériaux paramagnétiques dans un champ magnétique, les atomes s'alignent plus ou moins avec le champ extérieur, le corps s'aimante. L'aimantation cesse dès que le champ extérieur est supprimé.

Le ferromagnétisme est la propriété qu'ont certains corps de s'aimanter très fortement sous l'effet d'un champ magnétique extérieur, et pour certains (les aimants, matériaux magnétiques durs) de garder une aimantation importante même après le disparition du champ extérieur.

I.2.1.2 Principe la RPE

L'électron possède un moment magnétique $\vec{\mu} = -\vec{S} \cdot g \cdot \mu_B$ (Eq. 1) avec \vec{S} le moment angulaire

intrinsèque de spin de l'électron, g le facteur de Landé, et $\mu_B = \frac{e \cdot \hbar}{2m_e}$ le magnéton de Bohr (avec e et m_e la charge et la masse de l'électron).

Considérons le cas simple d'un ensemble de centres paramagnétiques possédant un électron célibataire. En **l'absence de champ magnétique**, l'électron célibataire se trouve à un niveau énergétique E_0 (les spins électroniques sont orientés de façon aléatoire). En présence d'un **champ magnétique statique H_0** , le spin électronique de valeur $S=1/2$ ne peut donc connaître que $2S+1=2$ niveaux énergétiques possibles : soit les spins électroniques s'orientent de manière parallèle au champ (dans le même sens) soit ils s'orientent de manière anti-parallèle. Dans ce cas, seuls deux niveaux énergétiques peuvent être décrits : le niveau N_1 ($m_s=-1/2$) le plus stable et le niveau N_2 ($m_s=1/2$) d'énergie plus élevée (Figure I-1).

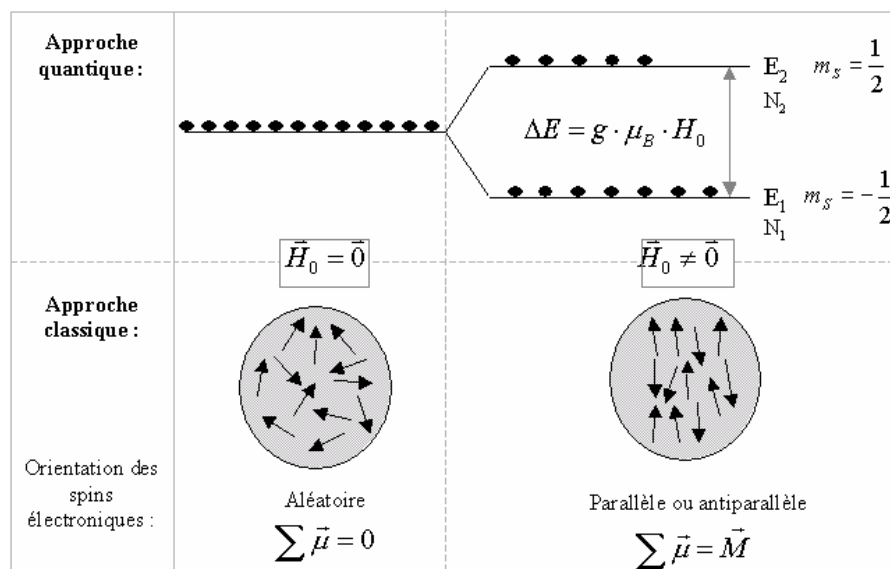


Figure I-1 : Organisation des niveaux d'énergie pour un spin électronique $s=1/2$ en présence d'un champ magnétique [Vion-Dury, 2002]

Cette levée de dégénérescence des niveaux d'énergie sous l'influence d'un champ magnétique intense est dénommée effet Zeeman. L'énergie d'un niveau s'écrit :

$$E = -\vec{\mu} \cdot \vec{H}_0 \quad (\text{Eq. 2})$$

avec $\mu = m_s \cdot g \cdot \mu_B$, et la différence d'énergie entre ces deux niveaux s'écrit :

$$\Delta E = E_2 - E_1 = g \cdot \mu_B \cdot H_0 \quad (\text{Eq. 3})$$

Le principe de la RPE consiste à induire une transition entre les deux niveaux d'énergie d'un système paramagnétique soumis à un champ magnétique H_0 par l'absorption d'une onde hyperfréquence (Figure I-2). La condition de résonance entre le champ statique H_0 et la fréquence de l'onde ν du champ hyperfréquence s'écrit :

$$\Delta E = h \cdot \nu = g \cdot \mu_B \cdot H_0 \quad (\text{Eq. 4})$$

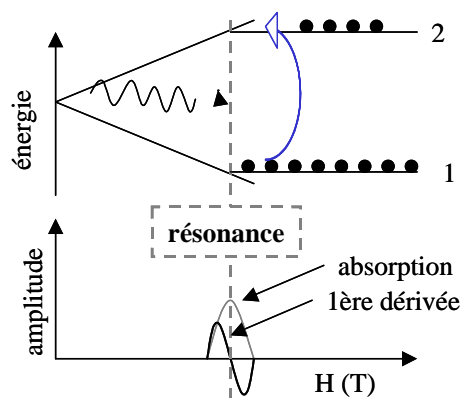


Figure I-2 : Phénomène de résonance

Pour pouvoir observer une absorption de la micro-onde, le peuplement du niveau inférieur doit être supérieur à celui du niveau supérieur. La répartition des spins entre les deux populations N_1 et N_2 est régie par la distribution de Boltzmann :

$$\frac{N_1}{N_2} = e^{\frac{\Delta E}{kT}} \quad (\text{Eq. 5})$$

avec k la constante de Boltzmann et T la température absolue (K).

La population de spins est légèrement plus élevée sur le niveau N_1 par rapport au niveau N_2 et cette distribution dépend de la température.

Dans le cas d'une puissance de la micro-onde trop importante, l'écart des populations des niveaux 1 et 2 tend à s'annuler, ce qui supprime le transfert d'énergie. On observe alors un phénomène de saturation.

Le retour de spins à leur position d'équilibre, à la fin de l'excitation par l'impulsion de la micro-onde s'effectue par un phénomène de relaxation.

Il existe deux types de phénomène de relaxation (Figure I-3). On oppose la relaxation longitudinale ou spin réseau, définie par le temps T_1 , à la relaxation transversale ou spin spin, définie par le temps T_2 . La relaxation spin-réseau est due à l'interaction des spins avec le milieu dans lequel ils se trouvent. Les spins excités rendent leur surplus d'énergie par collision avec les atomes voisins. La relaxation spin-spin est due à l'interaction des spins entre eux, sans échange d'énergie qui reste constante mais se répartit différemment entre les spins [Le Bihan et al., 1986].

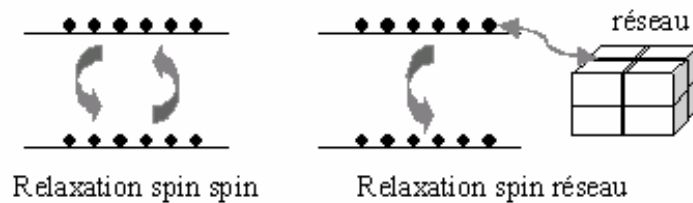


Figure I-3 : Les deux types de relaxation

1.2.2 GENERALITES SUR LE SPECTRE RPE

Le spectre RPE est caractérisé par sa forme, sa position, sa largeur (ΔH_{pp}) et son amplitude (A_{pp}) (Figure I-4). Un spectre RPE peut comporter plus d'une raie d'absorption. Ceci s'explique par différentes interactions magnétiques entre l'électron et son environnement. Plusieurs données peuvent être obtenues à partir d'un spectre RPE : la position de la raie permet de déduire le facteur g et donc le couplage entre l'électron et le champ magnétique ; la largeur ΔH_{pp} , la forme et l'amplitude A_{pp} de la raie donnent quant à elles des informations sur le type d'interaction et le mouvement des spins.

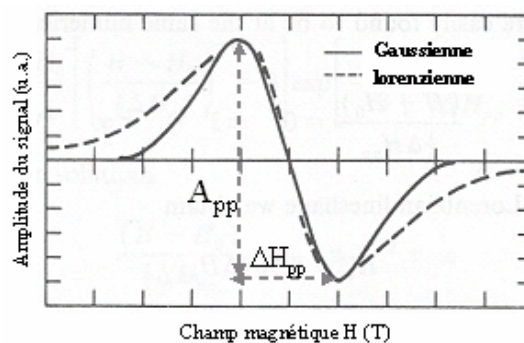


Figure I-4 : Schéma de spectre RPE : amplitude A_{pp} et largeur ΔH_{pp} du spectre [Poole, 1983]

1.2.2.1 Interactions magnétiques

Un spectre de RPE peut présenter une structure complexe résultant de différentes interactions magnétiques. Les niveaux d'énergie électronique sont perturbés et de nouvelles transitions apparaissent. Celles-ci se traduisent sur le spectre RPE par l'apparition de raies supplémentaires.

Dans un système paramagnétique placé dans un champ magnétique, un électron non apparié peut interagir avec l'induction magnétique (effet Zeeman électronique), avec les spins nucléaires du radical les plus proches (*interactions hyperfines*) ainsi qu'avec les spins nucléaires des atomes ou des ions les plus proches du radical (*interaction superhyperfine*) ou avec un autre électron (*interaction dipolaire*). Lorsque le corps paramagnétique possède plus d'un électron célibataire, le couplage spin-orbite entraîne l'apparition de niveaux d'énergie même en l'absence de champ externe (*interaction fine*). Les spins nucléaires du système peuvent interagir avec le champ appliqué donnant l'interaction Zeeman nucléaire. Nous observons sur les spectres des matériaux étudiés l'interaction hyperfine. Nous allons donc décrire ce phénomène (Figure I-5).

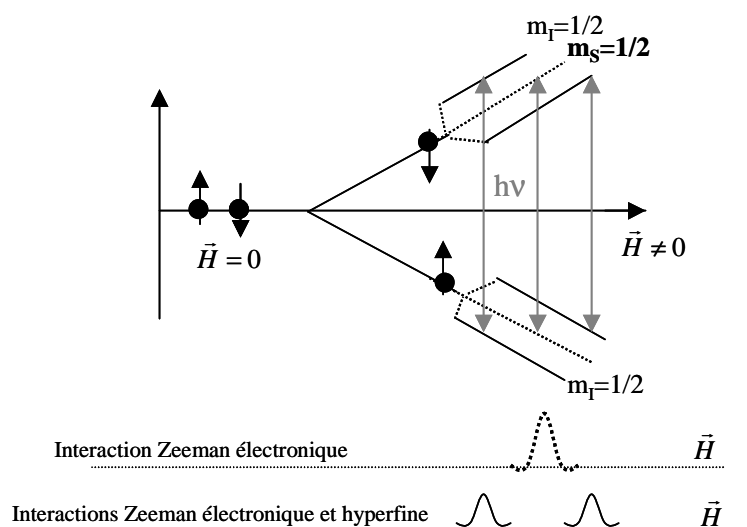


Figure I-5 : Transitions Zeeman électronique et hyperfine , couplage entre un électron célibataire et un noyau de spin nucléaire $I = \frac{1}{2}$ [Dupeyre, 2002]

A l'intérieur d'une molécule, les électrons célibataires interagissent avec les protons et autres atomes les plus proches. Cette interaction entraîne une multiplicité des raies spectrales. La constante de couplage hyperfin représente la mesure de l'interaction entre les spins électroniques et nucléaires. Cette constante varie selon le type de noyau. Le nombre de raies hyperfines correspond aux transitions permises. L'analyse du nombre de raies, de leur intensité relative, de leur séparation peut permettre de déterminer le nombre et le type de spins nucléaires qui interagissent avec l'électron et donc la structure du radical. Le nombre de raies et l'intensité relative de chaque raie dépend du nombre de noyaux dans la molécule. Le couplage entre le spin électronique et le spin nucléaire résulte d'une interaction entre les moments magnétiques, entraînant une structure hyperfine [Ikeya, 1993]. Par exemple, les spectres RPE présentant des raies dont le rapport d'intensité est de 1 : 1, 1 : 2 : 1 ou 1 : 3 : 3 : 1 résultent de l'interaction entre un électron célibataire et 1, 2 ou 3 noyaux de spin nucléaire $I = \frac{1}{2}$ respectivement. L'interaction Zeeman électronique est l'interaction prépondérante tandis que les autres interactions sont des termes dits de perturbation.

I.2.2.2 Position de la raie et anisotropie

La position de la raie est définie par le facteur g qui dépend uniquement de la structure électronique de l'espèce paramagnétique et de son environnement local. Cette position est définie par la condition de résonance : $h\nu = g\mu_B H_0$. Dans le cas général, un électron peut être délocalisé sur plusieurs atomes donc appartenir à plusieurs orbitales. Si l'électron possède à la fois un spin et un moment angulaire orbital, le facteur g n'est plus une constante, c'est un tenseur anisotrope \mathbf{g} dépendant de l'orientation du champ par rapport aux molécules. La structure atomique du matériau anisotrope crée un champ magnétique interne qui est pris en compte dans le facteur g .

Pour une structure cristalline générale, le champ interne sera différent le long de l'axe principal du cristal. Dans ce cas, g dépendra de l'orientation du cristal en fonction du champ magnétique externe et s'exprimera en fonction de g_x, g_y, g_z . Dans le cas d'un monocristal avec une symétrie axiale deux valeurs sont identiques : $g_x = g_y = g_{\perp}$ et $g_z = g_{\parallel}$

Dans un cristal à symétrie cubique (isotrope), les trois valeurs sont identiques et aucun effet d'orientation n'est observé. Les interactions auxquelles est soumis l'électron peuvent donc être indépendantes de l'orientation du système par rapport au champ externe (isotropie) ou dépendre fortement de l'orientation du système par rapport au champ extérieur (anisotropie).

I.2.2.3 Origine de la forme et de la largeur de raie

La forme (gaussienne ou lorentzienne) et la largeur ΔH_{pp} de la raie sont des paramètres importants. L'augmentation de la largeur d'une raie découle principalement de phénomènes de relaxation ou de phénomènes de recouvrement de raies. La probabilité d'interaction Zeeman électronique n'est différente de zéro qu'au voisinage de la fréquence de résonance, sur un intervalle de fréquence qui est à l'origine de la largeur de raie. La largeur de raie est fonction de l'inverse des temps de relaxation. En effet, d'après le principe d'incertitude d'Heisenberg on peut

écrire :

$$\Delta H_{\frac{1}{2}} \geq \frac{\hbar}{2 \cdot g \cdot \mu_B \cdot \Delta t} \quad (\text{Eq.6})$$

avec $\Delta H_{\frac{1}{2}}$ la largeur de la raie à mi-hauteur et Δt la durée d'excitation des spins qui dépend de T_1 et de T_2 .

A la largeur de raie due à l'interaction Zeeman électronique, viennent s'ajouter d'autres contributions qui peuvent modifier la raie de façon homogène et/ou de façon inhomogène.

L'élargissement homogène de la raie RPE (forme lorentzienne) peut être dû à la délocalisation des spins qui dépend du couplage des spins entre eux mais aussi avec celui du réseau. L'élargissement inhomogène de la raie RPE (forme gaussienne) est dû principalement à l'interaction hyperfine. L'interaction dipolaire entre spins dans une structure hétérogène ou en présence d'un champ magnétique extérieur H_0 inhomogène entraîne des résonances à des fréquences légèrement différentes et contribue à l'élargissement inhomogène de la raie. Dans la plupart des cas, la largeur de raie résulte des contributions homogène et inhomogène. La forme gaussienne ou lorentzienne de la raie peut être déterminée à partir du rapport entre la largeur de raie à mi-hauteur (ΔH_{mh}) sur la largeur de raie pic à pic (ΔH_{pp}).

1.2.2.4 Amplitude du signal RPE (A_{pp})

L'évaluation de l'intensité du signal RPE radio-induit peut être obtenue par la méthode de double intégration du spectre d'absorption ou la méthode pic-à-pic. La méthode de double intégration consiste à intégrer deux fois le spectre RPE différentiel mesuré sur l'intervalle entier. La méthode pic à pic consiste à mesurer la différence entre le maximum et le minimum associés ou entre le maximum et la ligne de base déterminée à partir du spectre entier et symétrique [Jonas, 1997]. La méthode la plus rigoureuse pour obtenir une valeur qui est proportionnelle à la concentration de spins est la méthode de double intégration qui consiste à intégrer deux fois le spectre différentiel RPE d'origine sur tout l'intervalle. Cependant cette méthode donne une valeur qui est proportionnelle à la concentration totale de spins dans l'échantillon, elle ne permet donc pas de distinguer les espèces radicalaires. De plus la procédure nécessite la correction de la ligne de base. La méthode pic-à-pic est la méthode la plus fréquemment utilisée pour déterminer l'amplitude du signal RPE. Elle utilise le spectre différentiel mesuré. Cependant dans le cas de superposition de plusieurs signaux sensibles au rayonnement, de largeur de raie comparable et de symétrie différente, aucune paire d'extrema ne peut généralement être due uniquement ou d'une manière prédominante à une seule espèce radicalaire [Jonas, 1997]. Cela résulte d'un mélange d'informations de plusieurs espèces radicalaires. La superposition est moins problématique dans les matériaux purs, où la composition chimique et la nature du signal sont généralement bien connus, à la différence des produits naturels ou industriels.

En 1955, Gordy et al. publient les premières données sur les spectres RPE de matériaux irradiés [Gordy et al., 1955]. Puis les travaux de Box et Freund [Box and Freund, 1959] en 1959, de Bradshaw et al. [Bradshaw et al., 1962] en 1962 et de Bermann et al. [Bermann et al., 1971] en 1971 ont permis le développement de la dosimétrie RPE avec un acide aminé : l'alanine. C'est en 1968 que Brady et al. proposent l'application de la RPE pour l'estimation de la dose lors d'une surexposition accidentelle [Brady et al., 1968]. La RPE a trouvé dans les années 1970 des applications pour l'évaluation de la dose gamma dans le cas d'accident avec l'émail dentaire [Cerv et al., 1972] et l'os [Panepucci et al., 1972].

Depuis, de nombreuses études sur la dent et l'os ont été effectuées pour la dosimétrie d'accident par RPE du fait de la bonne sensibilité au rayonnement photonique, de leur linéarité dans un large intervalle de dose et de la longue durée de vie des radicaux induits par le rayonnement dans ces matériaux [Ikeya, 1993].

Cette technique a permis d'évaluer la dose reçue par exemple par un opérateur lors d'un accident auprès d'un accélérateur à partir d'os de sa main (55 Gy) [Schauer et al., 1993], par deux travailleurs à partir d'os de tibia (25 et 32 Gy) lors d'un accident auprès d'une source de Cobalt-60 (Figure I-6) [Desrosiers, 1991], par un homme lors d'un accident après d'une source de Strontium-90 à partir d'os de côtes (4-48 Gy) [Clairand et al., sous presse], et par des patientes à partir d'os de côtes (75-98 Gy) suite à un accident dû à un accélérateur utilisé en radiothérapie [IAEA, 2004]. La dosimétrie RPE sur l'émail dentaire a été réalisée notamment lors de l'accident impliquant un rayonnement photonique survenu à Goiânia en 1987 [Rossi et al., 2000].

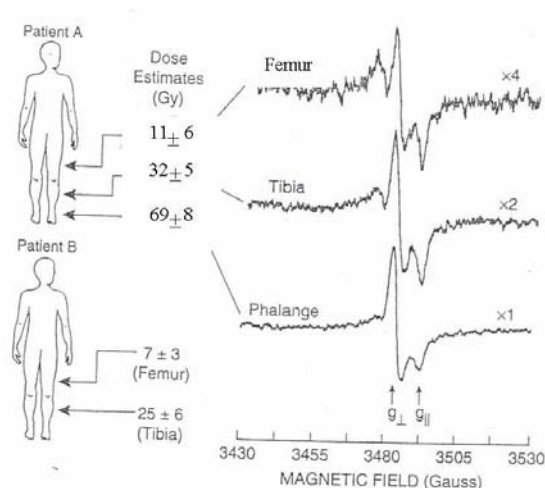


Figure I-6 : Spectres RPE de fragment d'os d'un des deux travailleurs lors de l'accident de San Salvador
[Desrosiers, 1991]

Cependant, d'un point de vue général, la nature invasive de la technique utilisant ces matériaux biologiques limite son champ d'application, d'où la nécessité de trouver d'autres matériaux. Les cheveux et les ongles peuvent fournir des informations dosimétriques intéressantes et ne nécessitent pas de prélèvement invasifs, néanmoins, l'instabilité du signal après irradiation avec le temps [Dalgarno and McClymont, 1989] et le niveau du signal intrinsèque rendent leur utilisation délicate [Trivedi and Greenstock., 1993]. Cet aspect est en cours d'étude au sein du laboratoire afin d'appliquer cette technique au tri de population sur site en cas d'accident radiologique de grande ampleur [Calas et al., 2005].

L'étude dosimétrique des matériaux issus de l'environnement de la victime irradiée aux photons a porté sur des fibres de textiles comme le lin, la laine ou le coton [Kamenopoulou et al., 1988], des accessoires (verre de montre, cuir, bois d'allumette, carte de crédit, plastique, papier journal) [Dalgarno and McClymont, 1989], [Wu et al., 1995], des produits pharmaceutiques (paracétamol, bolvidon, frusemide, etc.) [Dalgarno and McClymont, 1989], et des produits alimentaires (sucre, coquille d'œuf, sel, aliments secs, confiserie) [Nakajima, 1988], [Dalgarno and McClymont, 1989], [Wieser et al., 1994], [Engin and Demirtas, 2004]. Les résultats indiquent que la laine et le lin sont peu radiosensibles. Le sucre et la coquille d'œuf possèdent de bonnes propriétés dosimétriques avec un seuil de détection faible. Quant aux autres matériaux, le principal inconvénient est la diminution importante de l'intensité du signal en fonction du temps après irradiation, phénomène appelé « fading ». Le tableau I-1 résume les principales données dosimétriques de différents matériaux pour la RPE.

Tableau I-1 : Propriétés dosimétriques de matériaux lus par RPE pour les champs photoniques

	Matériau	Linéarité en dose (Gy)	Fading (20°C)	Référence
Matériaux biologiques	Email dentaire	0,01-10000	-	Ikeya, 1993
	Dentine	0,05-8 0,1-1000	-	Haskell et al., 1995
	Os	0,5-30 2-200	-	Carracelli and Terrile, 1986 Panepucci et al., 1972
	Ongle	10-150 1,8-100	Important	Dalgarno and McClymont, 1989 Calas, 2005
	Cheveu	2,9-25	Important	Calas, 2005
Matériaux issus de l'environnement	Coton	3-10 ⁵	Important	Kamenopoulou, 1988
	Laine, lin	Peu radiosensible		
	Cuir	10-150	Important	Dalgarno and McClymont, 1989
	Bois d'allumette	10-150	Important	Dalgarno and McClymont, 1989
	Carte de crédit	10-150	Important	Dalgarno and McClymont, 1989
	Saccharose	0,5-80000	-	Yordanov et al., 2002
	Coquille d'oeuf	3-10000	-	Engin and Demirtas, 2004

L'estimation de la dose par RPE lors d'accidents radiologiques impliquant un champ photonique a déjà été réalisée à l'aide de sucre prélevé dans une habitation où se trouvait une source d'Iridium-192 qu'un homme avait ramené à son domicile à Kiisa en Estonie [Hütt et al, 1996], dans les habitations proches d'une source de Cobalt-60 démantelée à Samut Prakarn en Thaïlande [Shiraishi et al., 2002a] et à partir d'un médicament qu'un travailleur portait dans sa poche de pantalon (40 Gy) [Regulla and Deffner, 1989].

Avec le développement de l'utilisation de neutrons dans le domaine de l'industrie, du médical ou de la recherche, une exposition accidentelle aux neutrons est possible. Ce fut le cas par exemple des accidents de criticité qui ont eu lieu en 1986 à Tchernobyl, en 1991 à Sarov ou en 1999 à Tokai Mura. L'étude de la réponse aux neutrons de matériaux fournissant un signal RPE a débuté

dans les années 1990 et représente un faible nombre de publications qui concernent principalement l'émail dentaire [Bochvar et al., 1997 ; Fattibene et al., 2003 ; Trompier et al., 2005]. Ce matériau a été utilisé lors des accidents radiologiques impliquant un champ mixte (n, γ) qui ont eu lieu à Tchernobyl pour des habitants proches du site accidentel et de travailleurs irradiés [Takada et al., 2000b], à Sarov pour un chercheur [Khodalev et al., 1998] et à Tokai Mura pour deux travailleurs [Shiraishi et al., 2002b].

En 1996, d'Errico et al. ont déterminé la sensibilité aux neutrons du saccharose [d'Errico et al., 1996]. Suite à l'accident de Tokai-Mura en 1999, des échantillons de sucre ont été collectés dans les habitations et mesurés par RPE [Komura et al., 2000] (Figure I-7) afin de déterminer si la population avait été exposée.

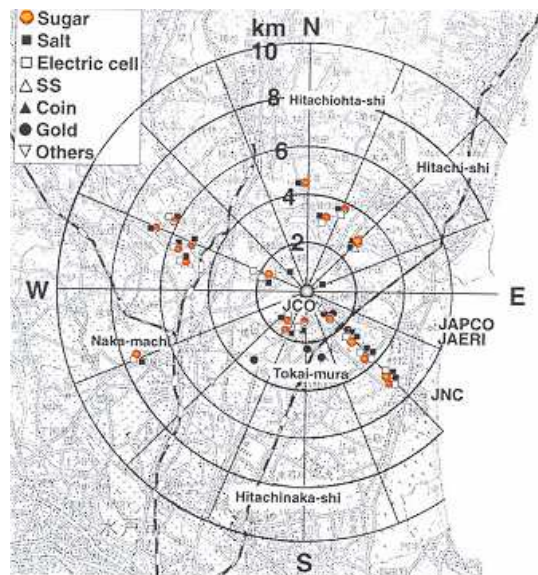


Figure I-7 : Carte régionale montrant la localisation des échantillons de divers matériaux, dont le saccharose, collectés lors de l'accident de Tokai-Mura [Komura et al., 2000]

I.2.4 CHOIX DES MATERIAUX DE L'ETUDE

Nous avons présenté dans le paragraphe I.2.3 les principaux matériaux étudiés par RPE pour la dosimétrie d'accident. La sélection des matériaux pour l'étude dosimétrique en champ mixte (n,γ) par RPE, dans le cadre de ce travail, a été réalisée sur la base d'une étude bibliographique [Hervé, 2003] et des connaissances du laboratoire. Nous avons vu que le saccharose est un bon dosimètre d'urgence lors d'accidents radiologiques impliquant la population du fait de sa présence dans les habitations.

De plus, les industriels utilisent des édulcorants (substances sucrées naturelles ou synthétisées destinées à remplacer le sucre traditionnel) et des excipients sucrés dans l'industrie pharmaceutique. Le tableau I-2 montre la production annuelle de sucres dans le monde.

Il est donc intéressant de se pencher sur ces sucres utilisés comme édulcorants et qui prennent une place importante dans l'alimentation, et comme excipients présents en grande quantité dans le médicament.

Tableau I-2 : Production annuelle de sucres dans le monde [Lichtenthaler and Mondel, 1997]

Matériau	Production dans le monde (t/an)	Source
Saccharose	$1,23 \cdot 10^8$	World Market
D-glucose	$5 \cdot 10^6$	Cerestar
D-lactose	$2,95 \cdot 10^5$	Borculo Whey
D-fructose	$6 \cdot 10^4$	Südzucker
D-galactose	-	Fluca
D-sorbitol	$6,5 \cdot 10^5$	Merck
Acide L-ascorbique	$6 \cdot 10^4$	Merck

Peu d'études ont été réalisées en champ mixte (n, γ). L'objectif est de connaître la sensibilité aux neutrons de différents sucres utilisés comme édulcorants ou excipients. Nous nous sommes donc intéressés plus particulièrement à trois oses, le glucose, le galactose et le fructose, à un diholoside, le lactose, et à deux dérivés d'ose, le sorbitol et l'acide ascorbique. A cette liste nous avons ajouté le diholoside saccharose et l'ose mannose afin de comparer les résultats issus de la littérature à ceux obtenus expérimentalement et de comparer les sucres selon leur catégorie. Le mannose, contrairement aux autres sucres, est très peu présent dans la chaîne alimentaire. Cependant notre laboratoire a déterminé une sensibilité aux neutrons du mannose suffisamment importante pour continuer à l'étudier.

1.2.5 GENERALITES SUR LES SUCRES

Les glucides sont des molécules organiques qui incluent tous les composés possédant les propriétés générales des sucres ou qui leur sont apparentés au point de vue chimique [Karrer, 1948] et le terme ‘sucre’ est conventionnellement utilisé pour décrire les mono- et disaccharides, ainsi que les dérivés de monosaccharides [Dobbing, 1989]. Cette définition sera retenue pour la suite du chapitre.

La classification des glucides est basée sur le nombre de carbones le long de la chaîne carbonée, sur le nombre d’oses formant la molécule ainsi que sur la nature et la position du groupe carbonyle. Les glucides sont divisés en deux groupes : les oses et les osides.

- Les oses, également appelés monosaccharides sont des sucres non hydrolysables de 3 à 8 atomes de carbones. Selon le nombre d’atomes de carbone, ils portent le nom de triose, tétrose, pentose, hexose, etc. Les oses sont des molécules formées d’un squelette carboné comportant des groupes hydroxyles (-OH) et un groupe carbonyle (aldéhyde ou cétone). L’ose est nommé aldose s’il présente un groupe aldéhyde, et cétose dans le cas d’un groupe cétone. Les oses possèdent de nombreux dérivés tels que les polyols, les acides aldoniques, etc.

- Les osides liés par une liaison glucidique sont hydrolysables et sont divisés en deux classes : les holosides polymères composés exclusivement d’oses et les hétérosides polymères composés d’oses et de molécules non glucidiques.

1.2.5.1 Représentation linéaire des oses

Dans la suite de ce document nous ne parlerons que des hexoses. Ils sont nombreux dans la nature, mais les seuls qui présentent un intérêt biologique notable sont les aldohexoses D-glucose, D-galactose et D-mannose, et le cétohexose D-fructose [Louisot, 1989]. Le glucose servira de modèle pour la série des aldhexoses et le fructose pour les cétohexoses. Par convention, un ose appartient à la série D (forme dextrogyre) lorsque l’hydroxyle le plus éloigné du groupe carboxyle est situé à droite de la chaîne carbonée (Figure I-8) dans la représentation de Fischer. Il appartient à la série L (forme lévogyre) si le groupe hydroxyle se trouve à gauche. Les sucres les plus abondants dans la nature appartiennent à la série D.

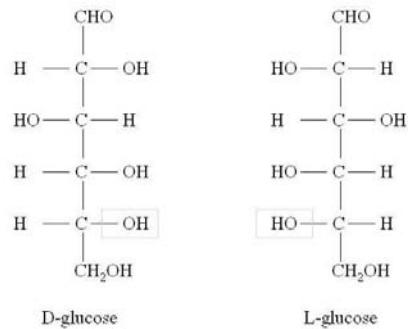


Figure I-8 : Représentation de Fischer du glucose de la série D et de la série L

A l'exception de l'aldose et du cétose le plus simple, tous les oses possèdent un ou plusieurs atomes de carbone asymétrique. Par conséquent, ils doivent exister sous différentes formes stéréoisomériques.

Les aldohexoses de formule $\text{C}_6\text{H}_{12}\text{O}_6$ ont 4 atomes de carbone asymétriques. Il existe donc 16 stéréoisomères dont huit sont de la série D et huit de la série L. La nomenclature des atomes de carbone des aldoses attribue le n°1 à celui qui porte la fonction aldéhyde. Dans le cas des cétoses, le carbone qui porte la fonction cétone porte le n°2. Nous allons comparer les structures du D-galactose, du D-mannose et du D-fructose à celle du D-glucose (Figure I-9).

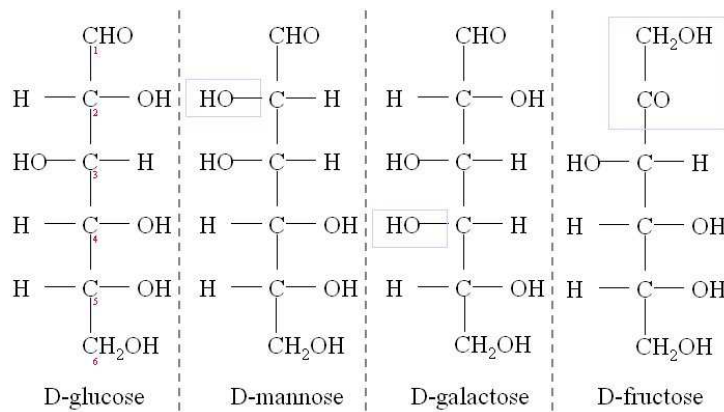


Figure I-9 : Représentation de Fischer de trois aldohexoses et d'un cétohexose

Les trois aldohexoses D-glucose D-galactose et D-mannose ne se différencient que par la position d'un hydroxyle. La structure du D-galactose est identique à celle du D-glucose excepté pour la configuration au niveau du carbone n°2. La structure du D-mannose diffère de celle du D-glucose au niveau du carbone n°4. Le D-glucose, le D-galactose et le D-mannose sont diastéréoisomères. Le D-glucose et le D-mannose sont épimères de même que le D-glucose et le D-galactose. En revanche le D-galactose et le D-mannose ne sont pas épimères car ils ont deux atomes de

carbones asymétrique différents (nos 2 et 4). Le D-fructose est obtenu à partir du D-glucose en convertissant l'atome de carbone n°1 du D-glucose en un groupe CH₂OH et l'atome de carbone n°2 en un groupe cétone.

I.2.5.2 Représentation cyclique dite de Haworth des oses

La structure linéaire des oses est une représentation incomplète de leur structure car elle n'explique pas toutes leurs propriétés. Par conséquent une structure cyclique a été proposée.

La structure cyclique des oses a pour conséquence de former un nouvel atome de carbone asymétrique. L'atome de carbone portant la fonction carbonyle est lié à l'atome de carbone n°5 par l'intermédiaire d'un atome d'oxygène. Selon la position 4 ou 5 de la liaison, ces oses ont une structure cyclique à cinq (furanose) ou à six (pyranose) cotés. Cet atome de carbone asymétrique (carbone n°1) crée deux stéréoisomères de cette forme cyclique avec un groupement qui est au dessus (β) ou en dessous (α) appelés anomères (Figure I-10).

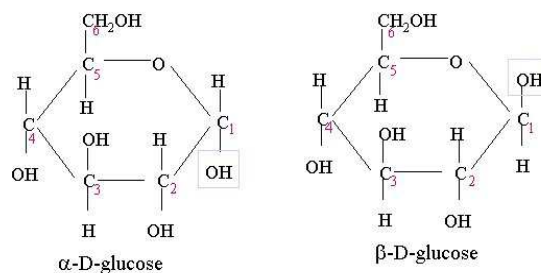
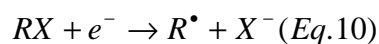
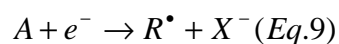
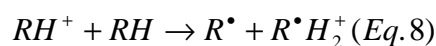
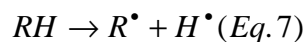


Figure I-10 : Représentation de Haworth du D-glucose

I.2.5.3 Radicaux libres produits dans le sucre irradié

L'irradiation des sucres entraîne la formation de radicaux libres. Ces radicaux libres peuvent être le résultat direct d'une radiolyse (Eq. 7), d'une dissociation de cations (Eq. 8), d'une réaction entre électrons et molécules (Eq. 9) et également une conséquence des réactions ions - molécules (Eq. 10) [Rosenthal, 1993] :



I.3 MATERIELS ET METHODES

I.3.1 LES SUCRES DE L'ETUDE

L'étude comprend les hexoses : glucose, D(+)-mannose, D(+)-galactose et D(+)-fructose tous isomères de formule brute $C_6H_{12}O_6$, deux diholosides : lactose et saccharose de formule brute ($C_{12}H_{22}O_{11}$), et les dérivés d'oses : l'acide L-ascorbique ($C_6H_8O_6$) et le D(-)-sorbitol ($C_6H_{14}O_6$). Ils se trouvent sous forme de poudre et présentent une couleur blanche et inodore. Le saccharose, le lactose, le fructose et l'acide ascorbique proviennent du laboratoire BDH (Angleterre), le mannose, le galactose et le glucose monohydrate ont été fournis par le laboratoire Prolabo (France) et le sorbitol par le laboratoire Merck (Allemagne).

I.3.1.1 Les oses

Le D-glucose

Le glucose naturel est le D(+)-glucose. Il se rencontre en quantité notable dans le miel et les fruits doux, et particulièrement dans le raisin, les cerises, les bananes, etc. Dans l'industrie, il se trouve sous l'aspect d'une pâte épaisse et blanche appelée sirop de glucose déshydraté ou sous forme de poudre blanche appelé glucose atomisé. Il est principalement utilisé comme agent sucrant dans l'industrie alimentaire (additif alimentaire ou édulcorant). En médecine, il entre dans la composition des pâtes officinales.

Obtenu industriellement, le glucose se présente sous forme de cristaux incolores (ou blanc) et inodore avec un pouvoir sucrant de 0,7 par rapport au saccharose auquel on attribue un pouvoir sucrant de 1. Il est très soluble dans l'eau. Le glucose fond au dessus de $146^{\circ}C$. Le glucose naturel est un mélange de la forme linéaire et des deux formes cycliques α et β (Figure I-11), ces dernières dominant toujours très largement (95-99%). A l'état cristallisé, la forme α est la plus répandue et se trouve en quantité prédominante dans le glucose préparé industriellement [Karrer, 1948].

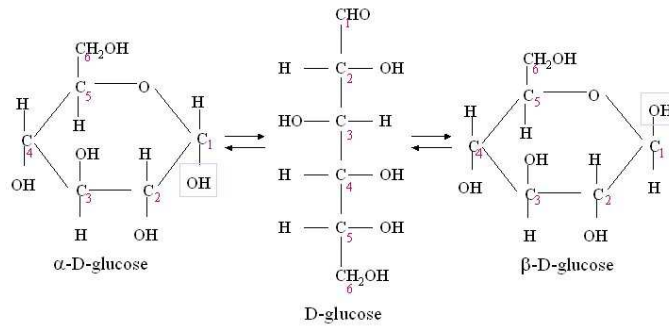


Figure I-11 : Représentation de Haworth et de Fischer du D-glucose

Le D-fructose

Ce sucre est très répandu à l'état libre dans le règne végétal, on le retrouve à l'état naturel dans les fruits. Il est le plus souvent accompagné du glucose. Il est également fabriqué industriellement et disponible sur le marché comme agent sucrant. Il entre dans la composition de différentes préparations galéniques, en particulier dans les pâtes officinales. Il peut entrer dans la composition des enveloppes de capsules molles. Le D-fructose est une matière édulcorante qui se trouve sous forme de poudre micro cristalline blanche. Le pouvoir sucrant du fructose (1,3) est supérieur à celui du saccharose. Le D-fructose (Figure I-12) fond à 103°C.

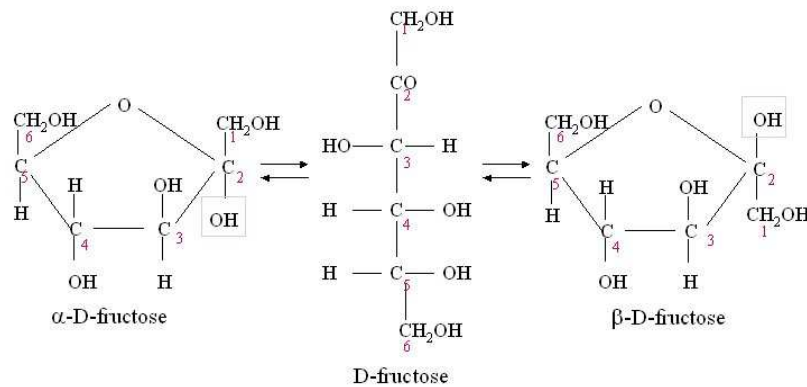


Figure I-12 : Représentation de Haworth et de Fischer du D-fructose

Le D-galactose

Le galactose (Figure I-13) est un aldohexose rarement présent à l'état libre dans l'alimentation, mais il est très répandu dans le règne animal sous forme d'holoside. Il est l'un des constituants du lactose. Le D-galactose fond à 167°C. Le α -D-galactose constitue la plus grande partie du galactose. Le D-galactose a un pouvoir sucrant de 0,3.

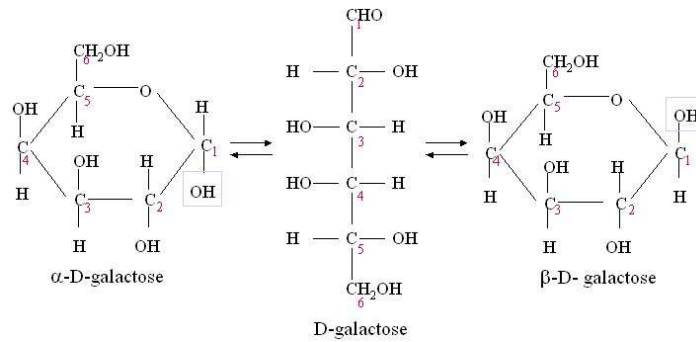


Figure I-13 : Représentation de Haworth et de Fischer du D-galactose

Le D-mannose

A l'état naturel, le mannose se retrouve dans un certain nombre de végétaux, notamment dans les écorces d'orange. Il existe sous forme polymérisée essentiellement dans les végétaux. Le mannose fond à 132° et se décompose à 205°C [Levene, 1923]. Le D-mannose (Figure I-14) est très soluble dans l'eau.

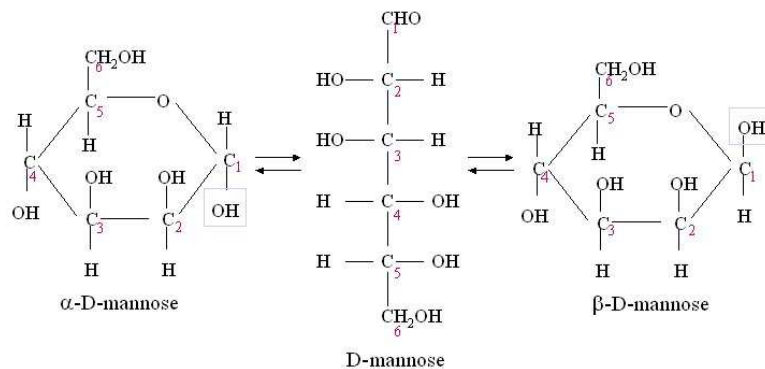


Figure I-14 : Représentation de Haworth et de Fischer du D-mannose

I.3.1.2 Les diholosides

Un diholoside est par essence le produit de l'association de deux oses par une liaison covalente dite glucosidique. Une telle réaction met en jeu les fonctions alcool portées par le premier atome de carbone d'un ose et le quatrième atome de carbone d'un autre ose. Elle entraîne l'élimination d'une molécule d'eau et la formation d'un étheroxyde. Nous allons étudier deux diholosides : l'un non réducteur le saccharose et l'autre réducteur le lactose.

D-Saccharose

Le saccharose (Figure I-15) est le sucre traditionnel que l'on retrouve dans presque tous les végétaux, et en grande abondance dans la canne à sucre et la betterave à sucre. La betterave et la canne à sucre servent de matière première pour sa fabrication industrielle. Le saccharose est très utilisé dans de nombreuses formes galéniques comme diluant (malgré son inconvénient d'être hygroscopique) et comme édulcorant dans diverses formes solides et liquides destinées à la voie orale. Le saccharose est formé d'un α -D-glucose et de β -D-fructose, liés par une liaison osidique à laquelle participent les deux fonctions réductrices du glucose (carbone 1) et du fructose (carbone 2) de sorte que le saccharose ainsi constitué n'est plus réducteur, il ne présente donc pas de mutarotation. Le saccharose est dextrogyre. A l'état solide, le saccharose est un corps sans couleur ni odeur qui possède une saveur sucrée. Le saccharose cristallise en gros cristaux monocliniques. Son point de fusion est de 186°C . Chauffé au dessus de son point de fusion le saccharose brunit peu à peu et se transforme avec perte d'eau en caramel brun. Il est très soluble dans l'eau.

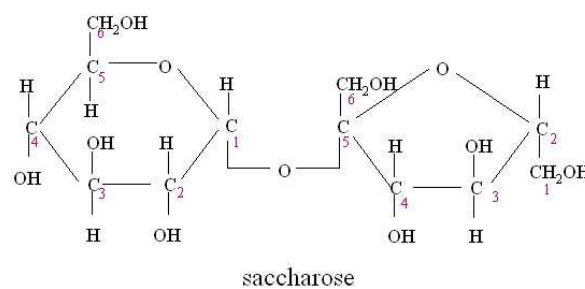


Figure I-15 : Représentation de Haworth du D-saccharose

Le D-Lactose

Le lactose (Figure I-16), isomère du saccharose, est un sucre que l'on trouve dans le lait. Le lactose n'a été trouvé que dans le règne animal alors que les autres diholosides naturels n'existent que dans les végétaux. Le lactose est surtout employé comme diluant; il présente sur le saccharose l'avantage de ne pas être hygroscopique. On l'utilise dans la préparation des comprimés et des granules, et de poudres antibiotiques. Le lactose est utilisé comme excipient dans plus de 20 % des médicaments d'ordonnance et dans environ 6 % des médicaments en vente libre. Le lactose est un diholoside formé de l'association de α -D-galactose avec du β -D-glucose par une liaison osidique. Le lactose peut se présenter sous la forme alpha (mutarotation croissante) et sous une forme beta (mutarotation décroissante). Il possède un pouvoir réducteur. Le lactose est un corps de saveur peu sucrée (pouvoir sucrant de 0,3). Il se présente en cristaux

monocliniques contenant une molécule d'eau de cristallisation. Il fond à 202°C. Cristallisé à la température ordinaire, le lactose est de type alpha, tandis que la forme beta cristallise au dessus de 93°C [Karrer, 1948]. Il est peu soluble dans l'eau.

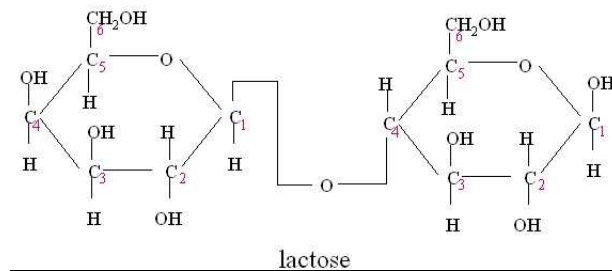
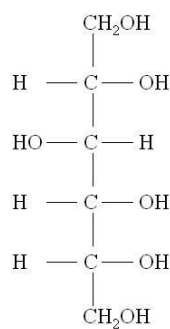


Figure I-16 : Représentation de Haworth du D-lactose

I.3.1.3 Les dérivés d'oses

Le D-sorbitol

Le sorbitol (Figure I-17) est présent à l'état naturel dans certains fruits (pomme, cerise, poire). Il est produit industriellement par hydrogénation du glucose. Cet édulcorant est utilisé dans la confiserie et l'industrie pharmaceutique. Le sorbitol est un polyalcool de formule chimique $C_6H_{14}O_8$ dont le pouvoir sucrant est de 0,5 à 0,7.



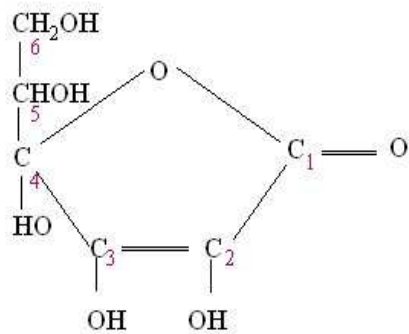
D-sorbitol

Figure I-17 : Représentation de Fischer du D-sorbitol

L'acide L-ascorbique

L'acide ascorbique (vitamine C) est très abondant à l'état naturel dans les fruits frais (orange, citron, mais aussi dans diverses sortes de choux, haricots, etc.). L'acide ascorbique est un additif alimentaire utilisé comme anti-oxygène (E300) et dans l'industrie pharmaceutique. Sa formule

brute est $C_6H_8O_6$. C'est un dérivé du glucose. L'acide ascorbique présente sur ses carbones 2 et 3 une fonction hydroxyle. Il est caractérisé par l'existence d'une double liaison entre deux atomes de carbone porteurs chacune d'un hydroxyle (ène-diol). L'acide ascorbique (Figure I-18) est un solide cristallisé soluble dans l'eau. C'est une substance qui s'oxyde facilement et est rapidement détruite par la chaleur ou la lumière.



acide L-ascorbique

Figure I-18 : Représentation de Haworth de l'acide L-ascorbique

I.3.2 LES MÉDICAMENTS ET CONFISERIES ETUDIÉS

Un médicament est composé de deux sortes de substances : le principe actif qui a un effet thérapeutique et les excipients théoriquement inertes sur le plan thérapeutique et présentant le principe actif sous une forme déterminée. Le lactose est utilisé comme excipient dans la fabrication de 20% des médicaments. Les ingrédients principaux des confiseries sont le saccharose ou des édulcorants comme le sorbitol dans le cas de produits de confiserie dits ‘sans sucre’.

Les médicaments étudiés (Figure I-19) sont sous forme de poudre (Acétylcystéine du laboratoire GGAM), de comprimés pelliculés (Bromazépam du laboratoire MERCK) ou de comprimés effervescents (Paracétamol du laboratoire MERCK et vitamine C du laboratoire UPSA). Les médicaments étudiés contiennent comme excipient le sorbitol (Paracétamol), le saccharose (Acétylcystéine), le lactose (Bromazépam). Dans les comprimés de vitamine C, l’acide ascorbique est le principe actif et l’excipient est le mannitol. Deux produits de confiserie de variétés différentes contenant l’édulcorant sorbitol ont été étudiés au cours de ce travail : un bonbon de sucre cuit (Ricola[®]) et une gomme à mâcher (Hollywood[®]).



Figure I-19 : Médicaments et confiseries étudiés

1.3.3 DISPOSITIFS D'IRRADIATION

Pour mener à bien l'étude dosimétrique des sucres, l'irradiation des échantillons est effectuée auprès de générateurs de rayonnement X et de deux sources de Cobalt-60 (émettrices de photons), d'accélérateurs (producteurs de neutrons monoénergétiques) ainsi qu'auprès des réacteurs expérimentaux SILENE et CALIBAN (général des champs mixtes (neutrons, gamma)). Les paragraphes suivants présentent les dispositifs et les conditions d'irradiation.

1.3.3.1 Irradiation en champ photonique

Une partie du laboratoire LDRI est accrédité par le COFRAC (Comité d'Accréditation) en tant que laboratoire d'étalonnage, et dispose de deux générateurs de rayonnement X de type Philips 100 kV et Siefert 320 kV (Figure I-20 a), de deux sources de Césium-137 et de deux sources de Cobalt-60 (Figure I-20 b). Le générateur Philips produit des rayons X filtrés de 7,5 keV à 80 keV. Quant au générateur Siefert, il produit des rayons X filtrés et de fluorescence de 10 keV à 300 keV. La source de Césium-137 émet des photons gamma d'énergie moyenne 662 keV et la source de Cobalt-60 émet des photons gamma d'énergie moyenne 1250 keV.



Figure I-20 : Générateur X Siefert (a) et source de Cobalt-60 (b)

I.3.3.2 Irradiation en champ mixte (n, γ)

Des irradiations ont été réalisées en champ mixte (n, γ) auprès des réacteurs CALIBAN et SILENE. L'objectif était de déterminer la sensibilité aux neutrons pour chaque matériau à différentes énergies. Ces installations sont décrites ci-dessous :

Le réacteur à combustible solide : CALIBAN

Le réacteur CALIBAN (Figure I-21) implanté sur le site du CEA de Valduc est constitué d'un cœur métallique cylindrique ($\phi=19,49$ cm, $h=25,07$ cm), de 115kg d'uranium fortement enrichi, conçu pour fonctionner en mode pulsé [Chevalier et al., 1994]. Le réacteur est placé dans une cellule en béton de grande dimension (10 m*8 m*5 m). Le cœur du réacteur se compose d'un assemblage cylindrique à axe vertical en uranium enrichi, réparti en deux ensembles sensiblement identiques : l'un est fixe et l'autre est solidaire d'un dispositif de retrait rapide. L'introduction brutale d'une barre dite d'excursion porte le réacteur à un état sur-critique en neutrons prompts. L'échauffement de la matière fissile entraîne la dilatation du combustible qui provoque une diminution de réactivité, donc de la puissance. Ce réacteur produit une impulsion intense de neutrons et de gamma de fission. L'énergie des neutrons émis varie de 10^{-9} à 15 MeV et est en moyenne de 1,4 MeV. L'énergie moyenne est de l'ordre du MeV pour les photons.

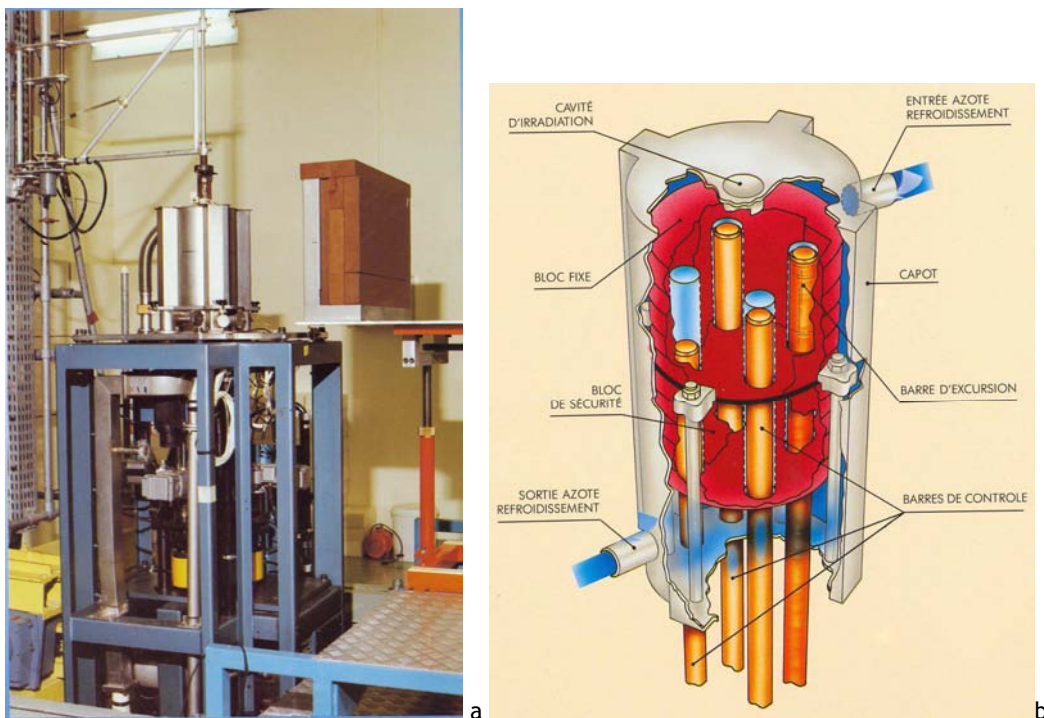


Figure I-21 : Installation (a) et réacteur Caliban (b)

Le réacteur à combustible liquide : SILENE

Le réacteur expérimental SILENE (Source d'Irradiation à Libre Evolution NEutronique) (Figure I-22) implanté sur le site du CEA de Valduc émet des neutrons et des gamma de fission. L'énergie des neutrons produits peut aller jusqu'à 15 MeV et est en moyenne est de 0,7 MeV lorsque les échantillons sont placés à 4m du centre du réacteur à nu. L'énergie moyenne est de l'ordre du MeV pour les photons. Ce réacteur se trouve à l'intérieur d'une cellule en béton de dimension 19*12*10 m³. Le cœur du réacteur est une cuve annulaire contenant une solution fissile de nitrate d'uranyle enrichi à 93% de ²³⁵U [Médioni and Delafield, 1995]. Plusieurs genres d'écrans peuvent être placés autour du cœur du réacteur afin de modifier le spectre énergétique et le rapport dose neutron sur dose photon. En fonction de la réactivité présente dans le coeur, de la vitesse d'éjection de la barre, de la présence ou non d'une source auxiliaire de neutrons, le réacteur SILENE peut fonctionner selon 3 modes différents appelés « Salve », « Libre Evolution», « Palier » [Grivot et al., 2002]:

- le fonctionnement en «Salve» est obtenu par éjection à vitesse rapide (0,2 à 2 m.s⁻¹) de la barre, avec ou sans présence d'une source auxiliaire de neutrons, ce qui permet d'obtenir un pic de puissance très élevé en un temps court. Il s'agit donc d'un transitoire rapide,
- le fonctionnement en «Libre Evolution » est réalisé par sortie à vitesse lente (≤ 2 cm.s⁻¹) de la barre en présence d'une source auxiliaire de neutrons,
- le fonctionnement en «Palier» est obtenu par asservissement de la barre à une chaîne de pilotage. Les déplacements de la barre se font à une vitesse très lente (de l'ordre de 2 mm.s⁻¹) en présence d'une source auxiliaire de neutrons. Dans ce mode de fonctionnement SILENE est amené à un niveau de puissance stable prédéterminé.

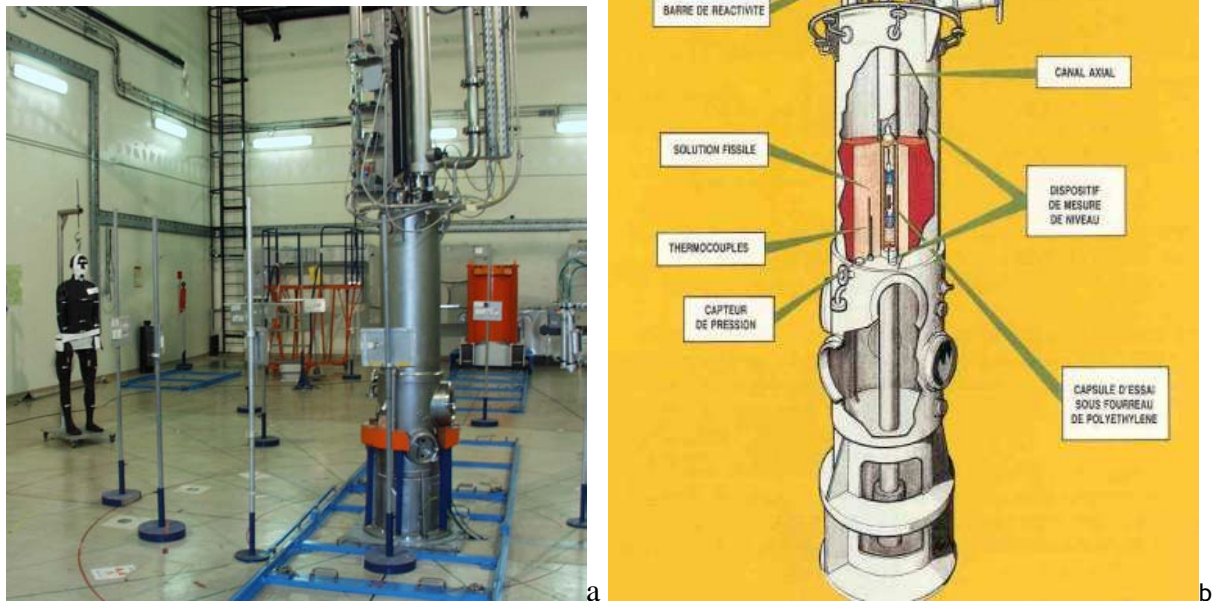


Figure I-22 : Installation (a) et réacteur SILENE (b) [Grivot et al., 2002]

1.3.4 DISPOSITIF D'ANALYSE : SPECTROMETRE RPE

Les paragraphes suivants décrivent les éléments constituant le spectromètre RPE du laboratoire, le logiciel utilisé pour la simulation des spectres, le tube support et l'échantillon de référence employé pour corriger les variations de sensibilité du spectromètre, ainsi que la caractérisation de la cavité.

1.3.4.1 Eléments du spectromètre RPE du laboratoire

Pour l'enregistrement des spectres RPE, un spectromètre Bruker EMX de bande X continu (9,8 GHz) a été utilisé avec une cavité à haut facteur de qualité (ER4122SHQ). Pour limiter la variation de la sensibilité du spectromètre, la pièce contenant le spectromètre est climatisée à 20°C.

Le spectromètre RPE (Figure I-23) est constitué d'une diode Gunn produisant les micro-ondes, d'un électro-aimant pour générer l'effet Zeeman et d'une chaîne de réception pour amplifier et enregistrer le signal.

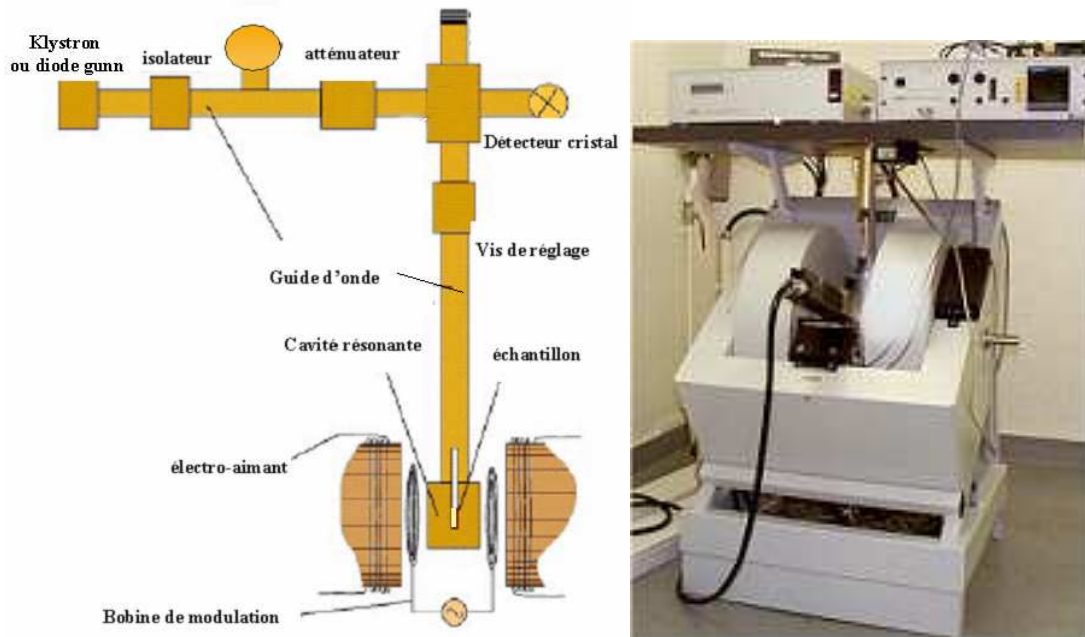


Figure I-23 : Représentation schématique et photo du spectromètre RPE du laboratoire

Système magnétique

Le spectromètre est équipé d'un électro-aimant qui produit un champ magnétique statique stable et homogène H_0 et de bobines d'Helmholtz qui modulent le champ H_0 en délivrant un champ magnétique d'intensité plus faible. La variation du champ magnétique autour de la valeur de référence H_0 est assurée par un dispositif de balayage linéaire et reproductible réglable en amplitude et en vitesse.

Système hyperfréquence

Ce système est constitué d'un générateur d'onde hyperfréquence de type diode Gunn stabilisé en fréquence qui produit l'onde radiofréquence et l'envoie à travers un guide d'onde vers la cavité résonante.

La cavité résonante placée dans l'entrefer de l'électro-aimant contient l'échantillon à analyser. Le guide d'onde dirige l'onde incidente vers la cavité et l'onde réfléchiée vers le détecteur. La cavité

est caractérisée par son facteur de surtension Q :
$$Q = 2\pi \cdot \frac{E_{stockée\ dans\ la\ cavité}}{E_{perdue\ par\ cycle}} \quad (\text{Eq. 11})$$

Système de détection

Une micro-onde de référence traverse directement le guide d'onde pour atteindre le détecteur. Le signal de référence et celui de l'onde réfléchiée sont combinés et viennent frapper le cristal détecteur qui fournit une tension détectée proportionnelle à l'absorption. Le signal dû à l'absorption est très faible et pour pouvoir l'observer, il est nécessaire de l'amplifier sélectivement. Pour cela, on superpose au champ magnétique H_0 un champ magnétique H_m d'amplitude faible par rapport à la largeur de la raie et de fréquence moyenne (100 kHz en général). La tension détectée est alors rigoureusement proportionnelle à la dérivée de la courbe d'absorption.

I.3.4.2 Tube support échantillon

L'échantillon est placé dans un tube support, puis introduit dans la cavité. Le matériau du support est du quartz Suprasil afin de ne pas induire de signal parasite. Le diamètre interne du tube utilisé pour l'étude des sucres au cours de ce travail est de 3 mm (Figure I-24).

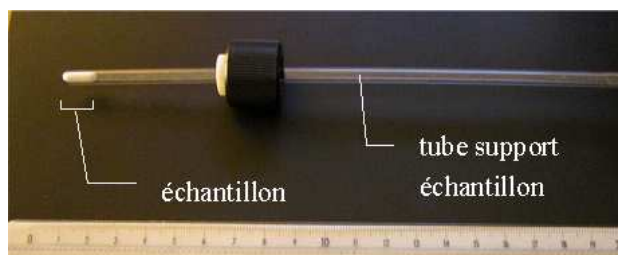


Figure I-24 : Tube support échantillon

I.3.4.3 Utilisation d'un étalon interne

Pour corriger l'amplitude du signal mesuré des éventuelles variations dues au spectromètre RPE, un échantillon dit de référence est positionné de façon permanente dans le bas de la cavité. Cet échantillon de référence est choisi en fonction de plusieurs critères : son spectre doit être simple, stable au cours du temps et ne pas interférer avec le spectre de l'échantillon à étudier. Le spectre de référence du manganèse Mn^{2+} de spins électronique $S=5/2$ et nucléaire $I=5/2$ est composé de six raies de constante de couplage a_H de 8,7 mT dont deux sont visibles dans l'intervalle du champ magnétique de l'étude (Figure I-25). Le spectre du manganèse présente l'avantage de ne pas interférer avec celui des sucres.

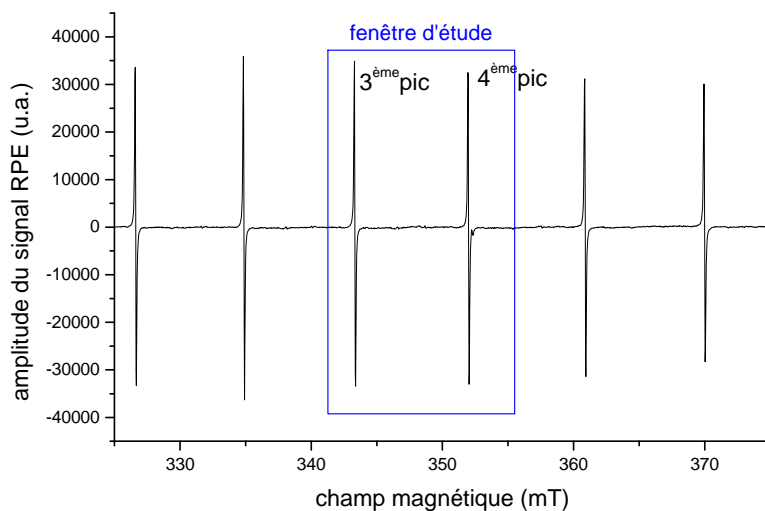


Figure I-25 : Spectre de la référence manganèse

La Figure I-26 montre la variation de la moyenne des amplitudes des pics 3 et 4 normalisée à l'amplitude de la première mesure au cours du temps. Les variations observées au cours du temps montrent l'intérêt de disposer d'un étalon interne.

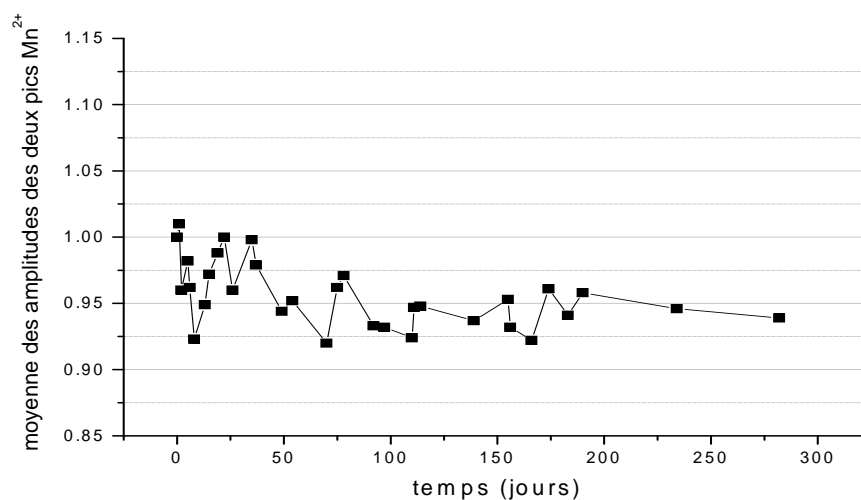


Figure I-26 : Variation de la moyenne des amplitudes des pics 3 et 4 du manganèse normalisée à l'amplitude de la première mesure au cours du temps

Les mesures RPE de tous les échantillons sont réalisées simultanément avec cet échantillon standard de manganèse à température ambiante (20°C). L'intensité moyenne des 3^{ème} et 4^{ème} raies

d'absorption de l'échantillon standard de manganèse est utilisée comme valeur de référence pour la normalisation de l'amplitude du signal mesuré.

I.3.4.4 Le système rotatif

Le système rotatif, composé d'un goniomètre (instrument destiné à mesurer les angles) et d'un moteur tournant pas à pas, permet la rotation de l'échantillon autour de l'axe principal dans la cavité entre deux acquisitions de spectre avec un pas prédéfini. Il permet d'étudier la variation de l'intensité et de la forme du spectre en fonction de l'orientation de l'échantillon par rapport au champ magnétique.

I.3.4.5 La cavité résonante

La cavité utilisée est une cavité dite haute sensibilité de type ER4122SHQ distribuée par la société Bruker. La variation du rendement de mesure dans la cavité a été déterminée [del Signore, 2000] en faisant varier verticalement par pas de 1 mm la position d'un tube contenant l'élément de référence ponctuel DPPH (α , α' -dihenyl- β -picryl hydrazyl) dont le spectre est constitué d'une raie unique, de faible largeur de raie (0,1 mT) et de facteur g bien déterminé ($g=2,0036 \pm 0,0003$), et en mesurant l'amplitude du signal RPE. La distance a été évaluée (Figure I-27) entre la position du DPPH et le point de référence (haut du collet de fixation du tube dans la cavité), permettant une résonance optimale à $6,88 \pm 0,05$ cm et a déterminé un plateau dont l'amplitude est supérieure à 90% de l'amplitude maximale dans l'intervalle $[6,60 ; 7,20] \pm 0,05$ cm.

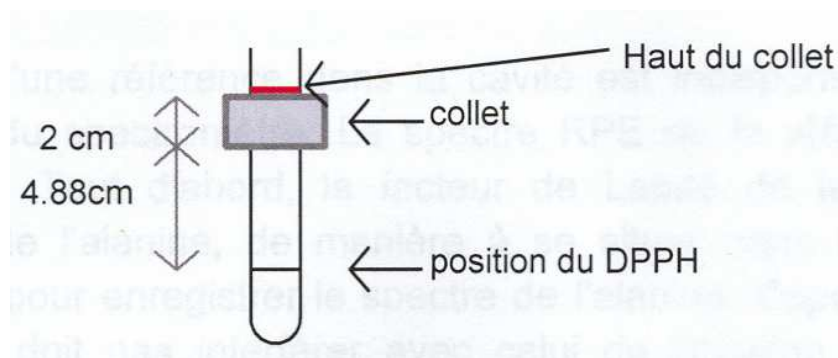


Figure I-27 : Représentation du tube contenant le DPPH [del Signore, 2000]

I.3.4.6 Logiciel de simulation

La simulation des spectres a été effectuée avec le programme EPR-WinSim développé par le NIEHS [Duling, 1994]. Ce logiciel permet de simuler de spectres RPE de plusieurs espèces. Jusqu'à dix signaux RPE indépendants avec chacun 16 couplages hyperfins possibles peuvent être calculés. Le spectre expérimental RPE peut être chargé afin d'être comparé au spectre théorique modélisé. Les algorithmes d'optimisation LMB1 et Simplex ont été introduits afin de déterminer les différents paramètres du spectre simulé et d'atteindre le meilleur accord avec le signal expérimental [Duling, 1994].

Le logiciel a été utilisé pour tester les paramètres de radicaux libres supposés présents dans le matériau. L'attribution des pics à un radical libre a été faite par comparaison avec le spectre simulé. Ce logiciel permet de confirmer l'identification des radicaux libres présents.

La figure I-28 présente deux fenêtres : celle de gauche permet d'insérer puis d'optimiser les paramètres spectraux du radical (le facteur g, la forme du spectre, la constante hyperfine, etc.) et celle de droite visualise le spectre expérimental en trait noir et le spectre simulé en trait rouge du manganèse.

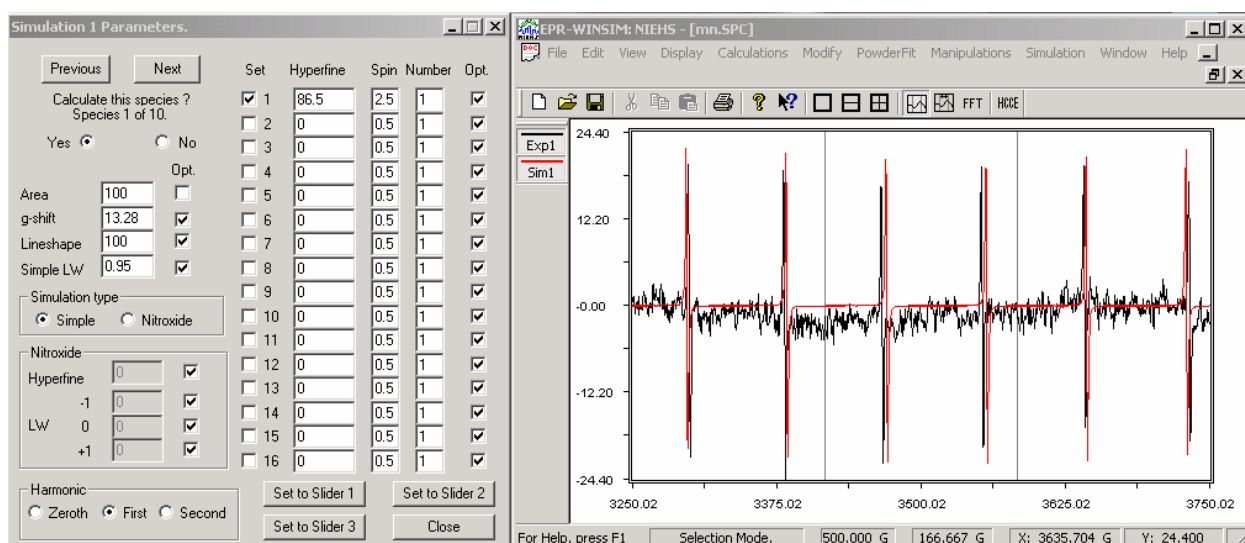


Figure I-28 : Fenêtres du logiciel EPR-WinSim développé par le NIEHS

1.3.5 LA LAMPE XENON

La lampe utilisée afin d'évaluer la sensibilité des sucres à la lumière est une lampe xénon de type UV. La lampe émet une lumière de très haute intensité avec une température de couleur de 5900°K, proche de la température de couleur du soleil. La lampe donne une répartition spectrale du flux lumineux allant de 200 nm jusqu'à 1400 nm (Figure I-29) [Eurosep, 1993].

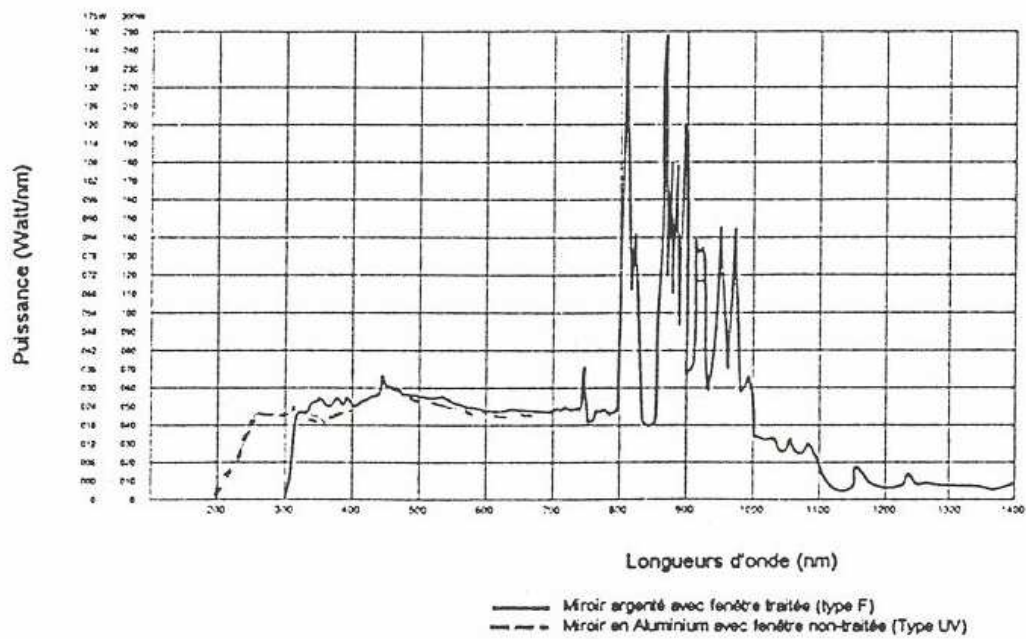


Figure I-29 : Répartition spectrale des lampes type F et UV [Eurosep, 1993]

1.3.6 DESCRIPTION DES ETUDES REALISEES

Lors d'une irradiation auprès de réacteurs, d'accélérateurs ou de sources producteurs de neutrons, le flux neutronique est accompagné d'un rayonnement gamma. Ces deux champs ont des propriétés physiques et des effets biologiques différents. Il est donc important de pouvoir les distinguer.

L'objectif de ce travail est de déterminer la sensibilité des sucres irradiés en champ mixte (n, γ). Pour cela il a été tout d'abord nécessaire de connaître le **signal blanc**, c'est-à-dire le signal avant l'irradiation et les **paramètres spectraux** qui caractérisent le spectre des sucres, et **d'optimiser les paramètres influençant** la mesure (paramètres d'acquisition du spectromètre, paramètres liés à l'échantillon, paramètres physiques environnementaux) afin d'avoir le meilleur rapport signal-sur-bruit. Nous avons ensuite caractérisé les **propriétés dosimétriques** des sucres irradiés en champ photonique afin de déterminer la **sensibilité aux neutrons** par rapport à celle des photons. Nous avons réalisé une expérience à l'aide de **médicaments et de confiserie** contenant des sucres de l'étude afin d'observer l'efficacité du sucre en tant que dosimètre lorsqu'il n'est pas présent sous sa forme pure. Enfin nous avons réalisé une **analyse qualitative** des spectres des sucres afin de comprendre les mécanismes de réaction.

1.3.6.1 Mode d'irradiation et dosimétrie associée

Les irradiations en champ photonique ont été réalisées auprès d'une source de Cobalt-60. Dans la plupart des cas une dose de 50 Gy a été appliquée. Les expériences qui nécessitaient des doses différentes sont précisées dans le texte. Les irradiations en champ mixte (neutrons-gamma) ont été réalisées auprès des installations SILENE, CALIBAN (CEA Valduc, France). Les matériaux ont été irradiés à l'air libre à température ambiante selon les conditions d'équilibre des particules chargées (électrons, protons). Les conditions expérimentales ont permis de respecter les conditions d'équilibre des particules chargées secondaires et donc d'écrire que le kerma est égal à la dose.

A- Dosimétrie de référence en champ photonique

Les irradiations en champ photonique des matériaux ont été réalisées à l'aide d'une source de référence de Cobalt-60, et d'un générateur produisant des rayonnements X filtrés. La dosimétrie de référence a été réalisée à l'aide d'une chambre à ionisation étalonnée en terme de kerma dans

le tissu. Les énergies moyennes utilisées dans le domaine des rayons X pour la série de spectre large sont les suivantes : 45 keV, 57 keV, 104 keV, 137 keV et 208 keV [ISO 4037-1, 1996]. Les irradiations à différentes énergies pour une même dose ont permis de déterminer la variation des facteurs de kerma entre les matériaux étudiés et le tissu en fonction de l'énergie des photons. Les irradiations des matériaux sélectionnés à l'aide de la source de Cobalt-60 ont permis d'étudier leurs caractéristiques dosimétriques en champ photonique, tels que la réponse en fonction de la dose, du débit de dose, etc.

B- Dosimétrie de référence en champ mixte (n, γ) : SILENE et CALIBAN

Lors des expériences réalisées auprès des réacteurs CALIBAN et SILENE, la dosimétrie de référence en neutrons rapides a été réalisée par le laboratoire à l'aide de diodes tchèques en silicium. Ces diodes ont une faible sensibilité aux photons [Prouza et al., 1989], et ont été étalonnées avec une source de référence de Californium-252 en terme de kerma dans le tissu. La dosimétrie de référence en photons a été réalisée avec des dosimètres thermoluminescents, la poudre d'oxyde d'aluminium, qui a une faible réponse aux neutrons [Spurny et al., 1976]. Leur courbe d'étalonnage a été établie en terme de kerma dans le tissu auprès d'une source de Cobalt-60 de référence. Le tableau I-3 présente la dosimétrie de référence auprès des installations. L'énergie moyenne des neutrons lors des différentes expériences a été calculée à l'aide du code Monte Carlo MCNP.

Tableau I-3 : Dosimétrie de référence (incertitudes données à 1σ) en terme de kerma dans le tissu

Caractéristiques de l'expérience			Dosimétrie de référence		
Installation	Distance (m)	E_n moy (MeV)	D_n (Gy)	D_γ (Gy)	
SILENE	3	Exp1	0,73	2,88±0,18	3,09±0,15
		Exp2	0,51	2,43±0,38	0,44±0,02
		Exp3	0,73	1,58±0,08	2,76±0,14
	4	Exp1	0,64	5,03±0,57	5,40±0,27
		Exp2	0,44	3,81±0,37	0,55±0,03
		Exp3	0,64	3,49±0,49	4,96±0,25
CALIBAN	2	1,4	7,1	0,8	

I.3.6.2 Optimisation des paramètres influençant la mesure RPE

L'objectif est de déterminer à partir d'un spectre RPE la dose reçue par l'échantillon étudié. Il est donc nécessaire que la mesure RPE soit reproductible afin d'être certain que la différence entre deux spectres soit significative du point de vue quantitatif (amplitude du spectre) et qualitatif (allure du spectre) [Feugas le Berre, 1999].

Ce paragraphe décrit les paramètres qui peuvent avoir une incidence sur la mesure RPE. Le but est de les optimiser. Nous avons étudié l'effet :

- des paramètres d'acquisition du spectromètre sur le spectre de chacun des sucres ,
- des paramètres liés à l'échantillon (sa masse, sa position au sein de la cavité, son fading),
- des paramètres physiques environnementaux (l'humidité, la lumière et la température).

A- Paramètres liés au spectromètre RPE

Les paramètres liés au spectromètre RPE concernent la micro-onde, le champ magnétique ainsi que le système de détection et d'enregistrement du spectre d'absorption.

A.1 Paramètres de la micro-onde

□ Comme il a été dit au paragraphe I.3.4.1, il est difficile de faire varier la fréquence. Celle-ci est donc fixée à environ 9,8 GHz (bande X). Cette bande de fréquence est la plus utilisée en dosimétrie.

□ La puissance de la micro-onde est l'un des paramètres les plus importants. Il est à optimiser afin d'avoir le meilleur rapport signal sur bruit. Aux faibles puissances, l'amplitude du signal RPE augmente proportionnellement avec la racine carrée de la puissance. A puissance plus élevée, le signal diminue et l'élargissement de raies apparaît. Cet effet est appelé saturation. Afin d'éviter la saturation, nous utilisons une puissance optimale définie dans la zone de linéarité en dessous de la puissance de saturation. L'équation 12 comporte le paramètre d'homogénéité ϵ introduit par Innes et Brudvig [Innes and Brudvig, 1989]. Cette équation permet de tracer la courbe théorique de saturation en puissance et d'obtenir la puissance de saturation.

$$A_{pp} = \frac{a\sqrt{P}}{\left(1 + \frac{P}{P_{sat}}\right)^\epsilon} \quad (\text{Eq. 12})$$

A_{pp} est l'amplitude pic à pic du signal RPE, a un coefficient de proportionnalité, P_{sat} la puissance de la micro-onde qui caractérise le comportement de saturation du signal et ϵ le paramètre d'homogénéité variant de $\epsilon=0,5$ pour des raies inhomogènes (gaussienne) à $\epsilon=1,5$ pour des raies homogènes (lorentzienne).

La position de l'échantillon est restée inchangée lors de l'expérience afin de s'assurer que tous les spectres soient enregistrés dans des conditions similaires. La courbe de saturation en puissance a été obtenue à partir de mesures réalisées dans l'intervalle 0,1 - 25,2 mW. Nous avons également tracé la courbe représentant la largeur ΔH_{pp} de la raie principale en fonction de la puissance, avec une modulation d'amplitude constante, afin d'observer à quelle puissance apparaît l'élargissement des raies.

A.2 Paramètres du champ magnétique

- La valeur du centre du champ est choisie afin de coïncider avec le centre du signal radio-induit.
- La largeur de balayage doit être assez grande pour pouvoir mesurer la totalité du signal dosimétrique.
- La modulation du champ magnétique est un paramètre à optimiser. L'intensité du signal ainsi que le rapport signal sur bruit augmentent avec l'amplitude ou la fréquence de la modulation. Pour certains échantillons, le signal RPE peut être élargi si la modulation en fréquence est trop grande. Le signal augmente d'une façon linéaire avec l'amplitude de la modulation puis sature. Si l'amplitude de la modulation est plus grande que la séparation des deux raies spectrales, le spectre est déformé et les deux raies sont indiscernables. Si cette amplitude est beaucoup plus petite que la séparation spectrale, le signal et le rapport signal sur bruit diminuent. Le meilleur compromis est l'utilisation d'une amplitude de modulation légèrement inférieure à la plus petite séparation des raies du spectre [Kamenopoulou, 1988].

A-3 Paramètres du système de détection et d'enregistrement du signal d'absorption

Les paramètres à prendre en compte sont la constante de temps, le temps de conversion, le nombre de spectres à accumuler (scans).

- La constante de temps filtre le bruit en intégrant partiellement la réponse du spectromètre. Lorsque la constante de temps augmente, le niveau de bruit s'abaisse. Si la constante de temps choisie est trop longue par rapport à la vitesse de balayage, le signal RPE peut être distordu ou

même filtré. S'il est nécessaire d'utiliser une constante de temps longue pour voir un faible signal, la vitesse de balayage doit être diminuée en proportion. Le temps nécessaire à l'acquisition d'un spectre RPE doit être en moyenne dix fois plus long que la constante de temps [Weber, 1995].

□ Temps de conversion

Le temps de conversion est le temps nécessaire au convertisseur analogique-numérique pour intégrer une valeur de champ donnée avant de passer à une autre. Si le temps de conversion est trop court les plus petits signaux sont perdus dans l'étape de la numérisation [Weber, 1995].

□ L'accumulation de spectres permet d'augmenter le rapport signal sur bruit dans la proportion \sqrt{n} avec n le nombre de spectres accumulés.

B- Paramètres liés à l'échantillon

Plusieurs paramètres liés à l'échantillon contribuent à l'incertitude sur la mesure. Ce sont :

- la masse et la granulométrie de l'échantillon dans la cavité,
- la position de l'échantillon dans la cavité (verticale et angulaire),
- la variation du nombre de radicaux libres au cours du temps après irradiation qui constitue le phénomène de « fading ».

B-1 Masse de l'échantillon

Hauteur de matériau dans la cavité

Nous normalisons l'amplitude pic à pic des spectres RPE à la masse de l'échantillon. Or la cavité a une hauteur optimale appelée hauteur équivalente. Cette valeur est importante à déterminer car l'utilisation d'une hauteur d'échantillon supérieure à la hauteur optimale peut entraîner une erreur sur le résultat final. Nous avons fait varier la hauteur de matériau dans la cavité entre 0,35 à 3,9 cm.

Variation massique

La masse de l'échantillon affecte le facteur de qualité de la cavité et par conséquent la sensibilité de la mesure. Il est donc nécessaire de toujours mesurer des échantillons de masse sensiblement identique [ICRU, 2002]. Nous avons travaillé avec des échantillons sous forme de poudre, il est donc difficile de travailler avec une masse rigoureusement constante. L'objectif de cette étude était de déterminer l'erreur effectuée sur l'amplitude du signal pour une variation massique dans

une large gamme. Le tube support échantillon était positionné à la même hauteur dans la cavité assurant l'enregistrement des spectres dans les mêmes conditions.

B.2 Position de l'échantillon

L'amplitude du signal RPE est influencée par la variation de la position angulaire liée à l'anisotropie du signal RPE et verticale de l'échantillon au sein de la cavité. Une faible variation de la position du tube contenant le matériau dans la cavité peut avoir des répercussions sensibles sur l'amplitude du signal RPE.

Position verticale

Nous avons fait varier la hauteur de 0 à 10 mm (Figure I-30) par pas de 1 mm (Δh) autour de la position centrale de la cavité estimée à 6,88 cm (distance mesurée à partir du haut du collet) [del Signore, 2000]. L'objectif est de déterminer l'erreur liée à la position de l'échantillon dans la cavité.

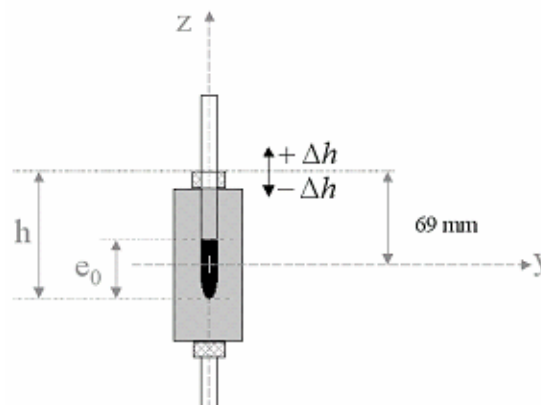


Figure I-30: Schéma représentatif de l'échantillon à analyser dans la cavité (e_0 représente la hauteur d'échantillon dans le tube, h la hauteur entre le bas du tube et le haut du collet de telle sorte que le centre de l'échantillon se trouve au milieu de la cavité, et Δh la variation selon l'axe z).

Position angulaire (anisotropie)

Des mesures visant à étudier l'influence de la position angulaire du tube contenant l'échantillon placé à l'intérieur de la cavité ont été réalisées pour des positions variant de 0° à 360° par pas de 10° pour le matériau de taille de grain la plus petite (galactose) et la plus grande (saccharose) et par pas de 45° pour les autres sucres.

C- Paramètres physiques environnementaux

Les paramètres physiques environnementaux comme la lumière, l'humidité ou la chaleur peuvent influencer sur le spectre RPE de façon importante. Il est donc important de vérifier l'influence de ces paramètres.

C.1 La lumière

La lumière émise par le soleil ou par une lampe à incandescence peut induire un signal parasite et avoir un impact sur l'amplitude du signal dosimétrique. L'effet de la lumière sur le spectre RPE des sucres non irradiés ou après irradiation a donc été étudié. Deux expériences ont été réalisées. La première expérience a consisté à exposer les sucres non irradiés à une lumière produite par une lampe xénon pendant 30 minutes à 20°C. L'objectif est de déterminer la sensibilité des sucres à la lumière.

Dans la deuxième expérience, les sucres ont d'abord été irradiés, ensuite deux lots ont été réalisés. L'un a été stocké dans l'obscurité et l'autre a été stocké à la lumière du jour. Des mesures effectuées par RPE sur les échantillons de sucres ont été réalisées à plusieurs reprises durant une période de 21 jours après l'irradiation. L'objectif est de voir l'effet de la lumière sur le signal d'irradiation des sucres.

C.2 L'humidité

Nous n'avons pas fait d'étude sur l'effet de l'humidité sur le signal RPE des sucres par manque de moyens pour mesurer et contrôler le taux d'humidité. En revanche nous savons que les sucres sont solubles dans l'eau (paragraphe I.3.1.1). Ils ont donc une capacité naturelle à absorber l'eau. Si le sucre irradié est dissout dans l'eau ou exposé à un taux d'humidité important, les radicaux libres créés par l'irradiation vont disparaître du sucre [Nakajima, 1995]. Il est donc important de conserver les sucres à l'abri de l'humidité, en les plaçant notamment dans des récipients hermétiques.

C-3 Formation et disparition de radicaux, influence de la température et énergie d'activation

Les radicaux libres peuvent se recombinaison ou reformer la liaison initiale, réagir pour former d'autres radicaux libres dits secondaires ou être piégés et donc rester dans cet état dans le cas où le processus de formation des radicaux libres se produit dans une matrice rigide de matériau polycristallin ou amorphe [Rosenthal, 1993]. Ces phénomènes de formation ou de disparition sont parfois observables par spectrométrie RPE en étudiant qualitativement et quantitativement le spectre obtenu après irradiation au cours du temps.

Ces phénomènes de formation ou de disparition de radicaux libres sont d'autant plus rapides que la température est élevée. Par conséquent si la température augmente, la constante de vitesse également. La loi d'Arrhénius rend compte de ce phénomène et permet de calculer l'énergie d'activation, c'est-à-dire l'énergie nécessaire au système pour pouvoir réagir. La relation s'écrit :

$$C(T) = \frac{1}{\tau} = D \cdot \exp\left(-\frac{E_a}{kT}\right) \quad (\text{Eq. 13})$$

avec τ la durée de vie d'un radical, D une constante, E_a l'énergie d'activation, k la constante de Boltzmann et T la température absolue. La loi qui régit la disparition du nombre de radicaux libres au cours du temps à la température T , s'écrit :

$$\text{App}(t) = a + b \cdot e^{-C(T) \cdot t} \quad (\text{Eq. 14})$$

avec A_{pp} l'amplitude pic à pic du signal RPE, a et b des constantes. La loi qui régit la création du nombre de radicaux libres au cours du temps à la température T s'écrit :

$$\text{App}(t) = a + b \cdot (1 - e^{-C(T) \cdot t}) \quad (\text{Eq. 15})$$

La présence de plusieurs espèces radicalaires peut induire des processus de formation, de disparition ou de recombinaison avec des constantes de temps différentes. La courbe de fading peut alors être modélisée à partir d'une somme d'exponentielles de la forme des équations 14 et 15.

Pour déterminer la capacité de stockage de ces pièges, des mesures RPE ont été réalisées durant une période de 330 jours à température ambiante et sur des échantillons de sucres irradiés au Cobalt-60.

Nous avons également étudié l'influence de la température de chauffe sur le signal RPE des sucres. Les matériaux ont été irradiés puis chauffés à des températures inférieures à leur point de fusion afin d'éviter le changement d'état et de garder les propriétés cristallines.

Les échantillons ont été chauffés à différentes températures (50° et 75° (ou 100°C)) pendant 120 min. Après la sortie du four, les sucres ont été placés dans un support échantillon puis mesurés par spectrométrie RPE à température ambiante (20°C). Le saccharose, le lactose, l'acide ascorbique, le mannose et le galactose ont été chauffés à 50° et 100°C. Le glucose et le sorbitol se désagrègent à 100°C et le fructose à 75°. Le glucose et le sorbitol ont donc été chauffés à 50 et 75°C et pour le fructose à 50°C.

D- Incertitudes sur la mesure

L'incertitude sur la mesure est un paramètre, associé au résultat d'un mesurage, qui caractérise la dispersion des valeurs. Les incertitudes citées ci-après concernent les incertitudes sur la mesure RPE. Les sources d'incertitudes sont liées à :

- la stabilité du spectromètre RPE ,
- la mesure de la masse de l'échantillon,
- la position (déplacement de ± 1 mm le long de l'axe vertical) et l'orientation de l'échantillon (rotation autour de l'axe vertical) dans la cavité.

Les sources contribuant à l'incertitude sur la détermination de la dose sont :

- les conditions de stockage, lorsque les sucres sont conservés pendant un temps donné avant d'être analysés, les conditions de stockage peuvent affecter les résultats. La durée de stockage ainsi que ses conditions doivent donc être considérées comme des sources d'incertitudes ($\sigma_{stockage}$),
- la préparation des échantillons ($\sigma_{préparation}$),
- la mesure RPE ($\sigma_{mesureRPE}$),
- les coefficients de la droite d'étalonnage ($\sigma_{étalonnage}$).

I.3.6.3 Caractérisation dosimétrique

Pour être utilisé en tant que dosimètre à la suite d'un accident radiologique, un matériau doit posséder des caractéristiques dosimétriques intéressantes. Outre le fait d'être disponible et facile à préparer, le dosimètre « idéal » présente les caractéristiques dosimétriques suivantes :

- avoir un signal qui dépend de la dose,
- garder une réponse constante quel que soit le débit de dose et l'énergie du rayonnement,
- avoir une réponse qui ne varie pas au cours du temps (fading),
- avoir un spectre RPE simple, un signal bruit de fond faible et être équivalent tissu.

L'objectif de l'étude est d'analyser les propriétés dosimétriques des sucres en champ mixte (n,γ). Pour cela, nous avons déterminé l'influence de la dose, du débit de dose, de l'énergie du rayonnement photonique sur le spectre RPE des sucres, puis nous avons évalué la sensibilité aux photons et aux neutrons, ainsi que la réponse en fonction de l'énergie de ces derniers.

L'amplitude du signal RPE est déterminée par la méthode pic à pic. La mesure a été normalisée à la masse de l'échantillon et à la moyenne de l'amplitude des raies 3 et 4 de la référence au manganèse (paragraphe I.3.4.3). La dose RPE est exprimée en terme de kerma tissu.

A- Relation dose –signal

Les échantillons des matériaux étudiés ont été irradiés de 0,1 Gy à 300 Gy au moyen d'une source de Cobalt-60. La mesure par spectrométrie RPE a été réalisée après stabilisation du signal. L'objectif de ce paragraphe est de déterminer, pour tous les matériaux étudiés, la courbe d'étalonnage, la limite de détection et la sensibilité aux photons du Cobalt-60.

Limite de détection

La limite de détection (LD) en terme de signal se définit par la formule suivante :

$$LD = I_{\text{blanc}} + k_{(1-\alpha)} \sigma_{\text{blanc}} \quad (\text{Eq. 16}) \quad [\text{McNaught and Wilkinson, 1997}]$$

I_{blanc} et σ_{blanc} sont la moyenne et l'écart type sur les n mesures du bruit de fond (ou blanc) et $k_{(1-\alpha)}$ est un coefficient multiplicatif égal à 3 pour un niveau de confiance de 97,7%. La limite de détection en dose s'écrit :

$$LD_D = a \cdot k_{(1-\alpha)} \cdot \sigma_{\text{blanc}} \quad (\text{Eq. 17}) \quad [\text{Currie, 1997}]$$

où a est le coefficient directeur de la droite d'étalonnage représentant la variation de la dose en fonction de la mesure.

Courbe d'étalonnage

Nous avons étudié la réponse des sucres en fonction de la dose dans un intervalle de dose [0,1 ; 300 Gy] que l'on peut rencontrer dans le cas d'un accident radiologique. Les courbes d'étalonnage obtenues nous permettront par la suite de déduire la sensibilité des sucres aux neutrons.

Sensibilité aux photons

La sensibilité d'un matériau est donnée par le rapport entre la variation d'un signal mesuré Δ_Y pour une variation donnée de la dose Δ_X . Plus la valeur Δ_Y/Δ_X est forte, plus le matériau est sensible. Sur une courbe d'étalonnage linéaire, la sensibilité est donnée directement par la pente de la droite.

B- Relation débit de dose - signal

Un accident radiologique se traduit par une irradiation importante avec des doses et des débits de dose qui peuvent être élevés. Il est donc important de vérifier que le nombre de radicaux libres créés dans les sucres ne dépend pas du débit de dose.

Les matériaux ont été irradiés à l'aide d'une source de Cobalt-60 à l'air libre et ont reçu une dose de 10 Gy (en kerma tissu) selon différents débits de dose (de 0,01 Gy.min⁻¹ à 10 Gy.min⁻¹).

C- Relation énergie du rayonnement - signal

L'objectif de cette étude est de vérifier que les sucres ont la même dépendance énergétique que le tissu humain dans une gamme d'énergie donnée, ainsi les sucres peuvent être considérés comme des matériaux tissus équivalents. Les matériaux ont été irradiés de 45 keV à 1250 keV à l'air libre et ont reçu une dose de 3 Gy. Les résultats sont exprimés en terme de réponse (u.a./mg). Cette réponse est normalisée à celle du rayonnement du Cobalt-60, pris comme rayonnement de référence.

D- Etude de la sensibilité des sucres aux neutrons

L'irradiation des échantillons de sucre auprès du réacteur CALIBAN a eu lieu à 2 mètres du centre du réacteur. Trois irradiations ont été réalisées auprès du réacteur SILENE, l'une avec le réacteur à nu engendrant $2,04 \cdot 10^{+17}$ fissions, une autre avec un écran de plomb ($1,98 \cdot 10^{+17}$ fissions) afin d'augmenter le rapport dose neutron sur dose gamma, et une troisième similaire à la première mais avec un nombre de fissions de $1,07 \cdot 10^{+17}$. Le réacteur fonctionnait en libre évolution. Ce mode imite un accident de criticité en solution évoluant librement. Les échantillons étaient placés à une hauteur de 1,20 m du sol le long des arcs de rayons 3 et 4 m du centre du réacteur.

La production de neutrons s'accompagne de l'émission de photons. La sensibilité aux neutrons, k , a été calculée pour chaque sucre en utilisant la relation suivante [ICRU, 1977] :

$$R = k \cdot D_n + h \cdot D_\gamma \quad (\text{Eq. 18})$$

où R est le rapport entre l'amplitude du signal RPE du matériau irradié en champ mixte (n,γ) et sa sensibilité aux rayons gamma du Cobalt-60,

k le rapport entre la sensibilité RPE du matériau aux neutrons et la sensibilité aux photons du Cobalt-60,

h le rapport entre la sensibilité RPE aux photons du champ mixte (n,γ) et la sensibilité aux photons du Cobalt-60,

D_n et D_γ les doses absorbées dans le tissu respectivement pour les neutrons et les photons dans le champ mixte.

I.3.6.4 Applications avec des médicaments et confiserie

L'objectif de cette étude est de savoir si le spectre d'un des sucres étudiés constituant le produit est détectable et donc mesurable pour la dosimétrie RPE.

Nous avons irradié à l'aide d'une source au Cobalt-60 des médicaments et des confiseries à différentes doses (10, 25 et 40 Gy) contenant un des sucres de l'étude. Les médicaments et confiseries sous forme solide ont été coupés en morceau de moins de 3 mm de diamètre. Nous avons réalisé une étude qualitative des spectres des produits et une étude quantitative de façon à déterminer la qualité dosimétrique des produits.

I.4 RESULTATS

I.4.1 SPECTRES RPE DES SUCRES

I.4.1.1 Spectres RPE des sucres non irradiés

La figure I-31 présente les spectres RPE des sucres sélectionnés non irradiés afin d'étudier le signal blanc. Le spectre RPE des sucres non irradiés ne présente pas de signal natif significatif excepté pour le lactose. Le lactose non irradié présente un signal RPE qui peut être dû aux radicaux libres créés lors du processus de fabrication du produit. Ce signal dit « blanc » [Neuilly, 1998], c'est-à-dire le signal avant irradiation du matériau, est un signal parasite. La largeur de spectre du lactose est d'environ 8 mT et la largeur pic à pic ΔH_{pp} est de 2,9 mT.

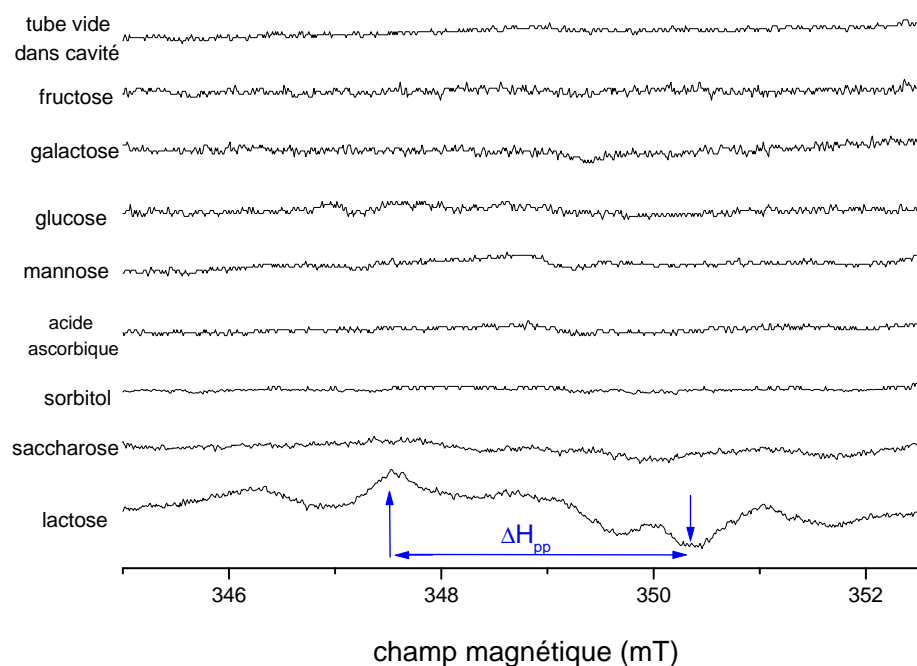


Figure I-31 : Spectres RPE d'échantillons non irradiés des sucres de l'étude réalisés avec une modulation d'amplitude de 0,30 mT et une puissance de micro-onde de 0,50 mW (excepté pour le sorbitol : 1,26 mW)

I.4.1.2 Spectres RPE des sucres irradiés par des photons

Cette étude présente les spectres des sucres irradiés par des photons et décrit les grandeurs A_{pp} et ΔH_{pp} utilisées pour évaluer l'influence sur le spectre des paramètres liés au spectromètre, à l'échantillon ou à l'environnement, et pour la caractérisation dosimétrique des sucres.

La figure I-32 montre la dérivée première du spectre d'absorption des sucres irradiés. Les spectres ont été réalisés pour une valeur de champ central de 0,35 T et un balayage autour de celui-ci de ± 5 mT. Il est indiqué sur les spectres l'amplitude A_{pp} du signal entre le pic maximum et le pic minimum et la largeur ΔH_{pp} représentant la distance entre le pic d'intensité maximum et le pic d'intensité minimum du spectre que nous avons définis. Ces deux paramètres vont être utilisés par la suite. Les paramètres spectraux tels que la largeur du spectre et celle de la raie principale (ΔH_{pp}) sont donnés dans le tableau I-4. Ces spectres comportent plusieurs raies et arborent des structures clairement discernables. L'acide ascorbique présente un spectre de largeur plus faible par rapport à celui des autres sucres.

Tableau I-4 : Valeurs des paramètres spectraux pour des sucres irradiés avec une source de Cobalt-60 (modulation d'amplitude : 0,30 mT ; puissance optimale : 0,50 mW (sorbitol : 1,26 mW))

Matériau	ΔH_{pp} (mT)	Largeur spectre (mT)
D-fructose	2,1	7
D-galactose	2,8	7,9
D-mannose	2,6	7,9
D-glucose	2,4	7,9
D-sorbitol	2,3	7,2
acide L-ascorbique	1,3	5,5
saccharose	2,7	7,3
lactose	2,9	7,8

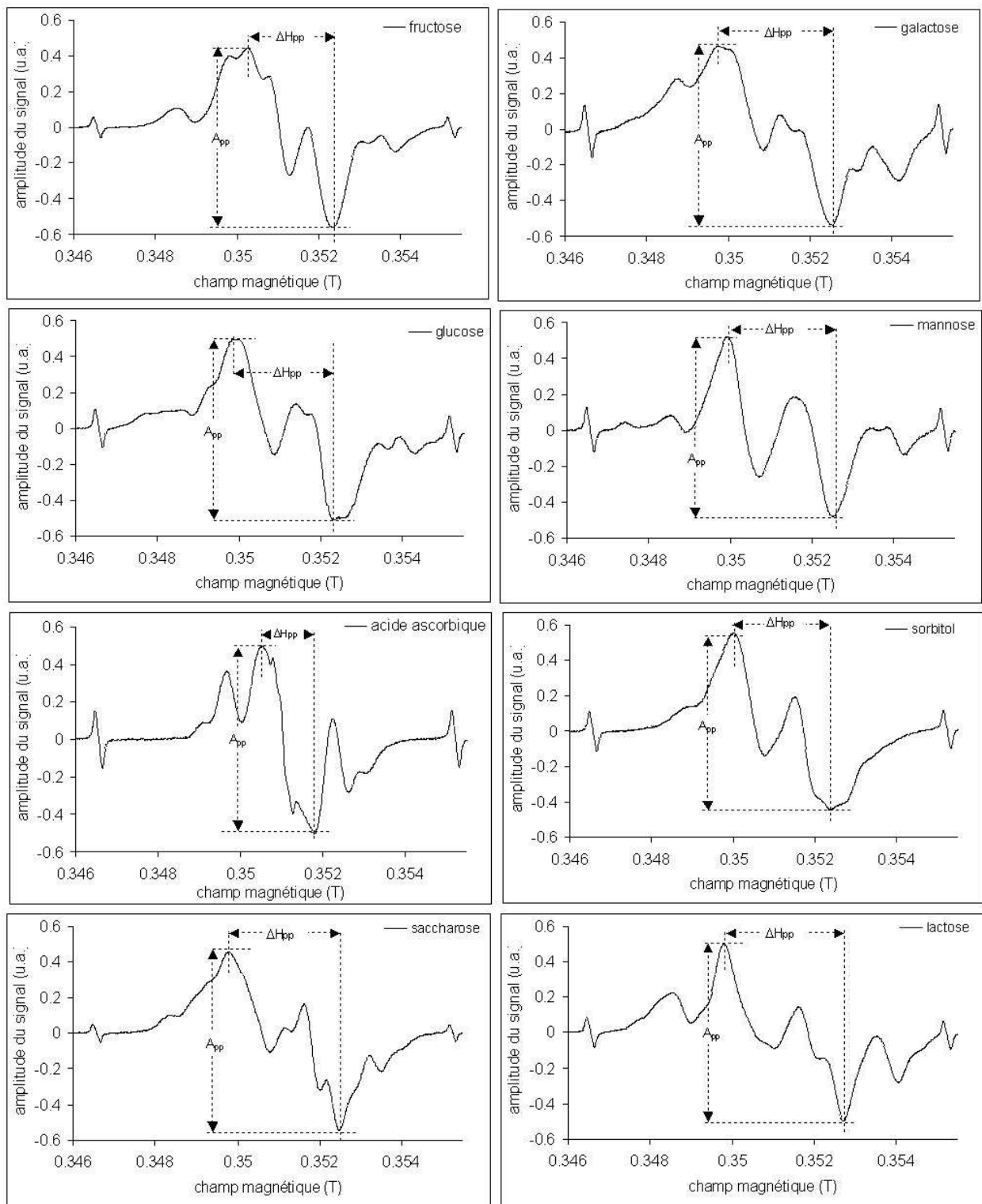


Figure I-32 : Spectres RPE d'échantillons des sucres de l'étude irradiés au ^{60}Co à 50 Gy (modulation d'amplitude : 0,3 mT ; puissance optimale : 0,50mW (sorbitol : 1,26 mW))

I.4.1.3 Analyse qualitative des spectres des sucres irradiés

Le spectre RPE de chacun des sucres (Figure I-33) est relativement large (6 à 8 mT) avec une asymétrie au centre. En règle générale, les spectres RPE de radicaux libres (RL) créés dans des poudres irradiées montrent une forme symétrique [Nakagawa and Nishio, 2000]. La forme asymétrique suggère qu'il existe plusieurs sites radicalaires dans ces sucres irradiés. De plus, l'événement le plus probable dans la formation de radicaux libres dans les sucres irradiés est la perte d'un atome d'hydrogène [Bartlett, 1980]. Les points suivants décrivent les caractéristiques et proposent une interprétation du spectre de chaque sucre. Les valeurs des constantes de couplage ont été ajustées à partir du logiciel Winsim.

Fructose : Le spectre RPE du fructose irradié suggère la présence de deux radicaux libres prédominants R1 et R2. Le spectre des radicaux R1 et R2 se présente sous la forme de quadruplet d'intensité relative 1 :3 :3 :1 et de constante de couplage de 1,64 mT et 0,9 mT. Un des radicaux a été identifié comme étant de la forme $-\text{CH}(\text{OH})-\text{C}^\circ(\text{OH})-\text{CH}_2-\text{O}-$ [Rastogi, 2002 ; Wolff 1993].

Glucose : Le spectre du glucose monohydrate semble comporter plusieurs radicaux libres dont deux principaux R1 et R2. Ces deux radicaux libres donnent deux doublets (1 :1) de constante de couplage $a_{\text{H1}}=1,8$ mT et $a_{\text{H2}}=0,74$ mT. Bailey et al. [Bailey et al., 1961] et Dilli and Garnett [Dilli and Garnett, 1963] ont interprété le spectre du glucose comme un doublet de constante de couplage 1,5 mT et 1,8 mT respectivement pour le glucose anhydre. Quant à Bartlett, il interpréta le spectre du glucose monohydrate comme au moins deux espèces radicalaires dont l'une prédominante présente un doublet 1 :1 de constante de couplage 1,45 mT [Bartlett, 1980].

Mannose : Le spectre du mannose semble comporter plusieurs radicaux dont deux, R1 et R2, sont prédominants. Les spectres des radicaux R1 et R2 sont des doublets (1 :1) de constante de couplage $a_{\text{H1}}=1,98$ mT et $a_{\text{H2}}=1,15$ mT respectivement. La figure I-33 montre le spectre expérimental du mannose et le spectre modélisé des radicaux R1 et R2.

Bartlett observa deux espèces radicalaires pour le mannose irradié à l'aide d'une source de Cobalt-60 à température ambiante [Bartlett, 1980]. Le spectre de l'espèce la plus proéminente est composé de deux raies espacées de 1,64 mT. Le spectre de la seconde espèce est composé soit d'une seule raie soit d'un doublet 1 :1.

Galactose : Le galactose semble présenter au moins deux radicaux libres R1 et R2 respectivement sous la forme d'un triplet 1 :2 :1 et d'un quartet 1 :3 :3 :1 de constantes de couplages 1,6 mT et 1,3 mT respectivement.

Lactose : Le spectre du lactose semble comporter au moins deux radicaux libres R1 et R2 sous la forme de deux quartets 1 :3 :3 :1 d'intensité relative 1,6 et 1,5 mT respectivement. Hassan et al. se sont intéressés à des matériaux solides ioniques composés d'ions Li^+ ou Mg^{2+} et d'ions acides organiques de lactate et ont comparé leur spectre à celui du lactose. A partir des spectres du Li-lactate, du Mg-lactate et du lactose présentant tous un quartet d'intensité relative 1 :3 :3 :1, Hassan et al. ont attribué ce quartet au radical lactate. D'après eux, cela est dû à la base $-\text{CH}_3$ formée à partir de la disparition d'un proton de la liaison $-\text{CH}$ [Hassan et al., 1998].

Saccharose : A partir de données obtenues avec la technique ENDOR, Vanhaelewyn et al. [Vanhaelewyn et al., 2000] ont déterminé trois radicaux principaux R1, R2, R3. Les interactions de deux protons des radicaux R2 et R3 sont assez similaires. C'est pourquoi la technique RPE en bande X ne peut pas distinguer les spectres des radicaux R2 et R3. Pour chacun des radicaux R2 et R3, le signal RPE est composé de 6 raies consistant en deux triplets d'intensité relative 1 :2 :1. La structure et l'orientation des tenseurs hyperfins du radical R1 diffèrent des radicaux R2 et R3, et le spectre contient un doublet d'intensité 1 :1. La structure spectrale est généralement attribuée à un proton α et deux protons β à peu près équivalents. A partir de ces informations nous avons modélisé le spectre du saccharose (Figure I-33).

Acide ascorbique : Le spectre obtenu à partir de poudre d'acide L-ascorbique présente au moins deux radicaux libres R1 et R2. Nous observons deux pics du radical R1 de constante de couplage $a_H=0,18$ mT ainsi qu'un autre radical R2. A l'aide du logiciel de simulation WinSim, nous avons soustrait au spectre de l'acide ascorbique le spectre du radical R1. Nous obtenons le spectre résiduel qui correspond au radical R2. Il apparaît 4 raies d'intensité 1 :3 :3 :1. Nous modélisons ce spectre résiduel et obtenons une constante de couplage a_H de 0,893 mT. La présence du doublet 1 :1 indique que l'espèce radicalaire R1 est couplée à un seul proton (au niveau du C4). L'acide L-ascorbique a été étudié en solution dans le domaine de la biologie. [Bartlett et al., 1995; Van der Zee and Van den Broek, 1998]. La réaction entre produits oxydants et l'acide ascorbique crée des radicaux libres ascorbate détectés par spectrométrie RPE comme un doublet 1 :1 de constante de couplage hyperfine $a_H=0,18$ mT. Ce résultat concorde avec celui que nous avons obtenu.

Sorbitol : Le sorbitol comporte au moins deux radicaux libres R1 et R2 et se présentent sous la forme de doublets 1 :1 de constantes de couplages 1,7 mT et 0,8 mT respectivement.

La figure I-33 présente le spectre du sucre irradié obtenu par RPE et le spectre des radicaux prédominants supposés présents dans le sucre obtenus avec les constantes de couplage définies ci-dessus à l'aide du logiciel WinSim. Le tableau I-5 présente les paramètres des radicaux libres prédominants.

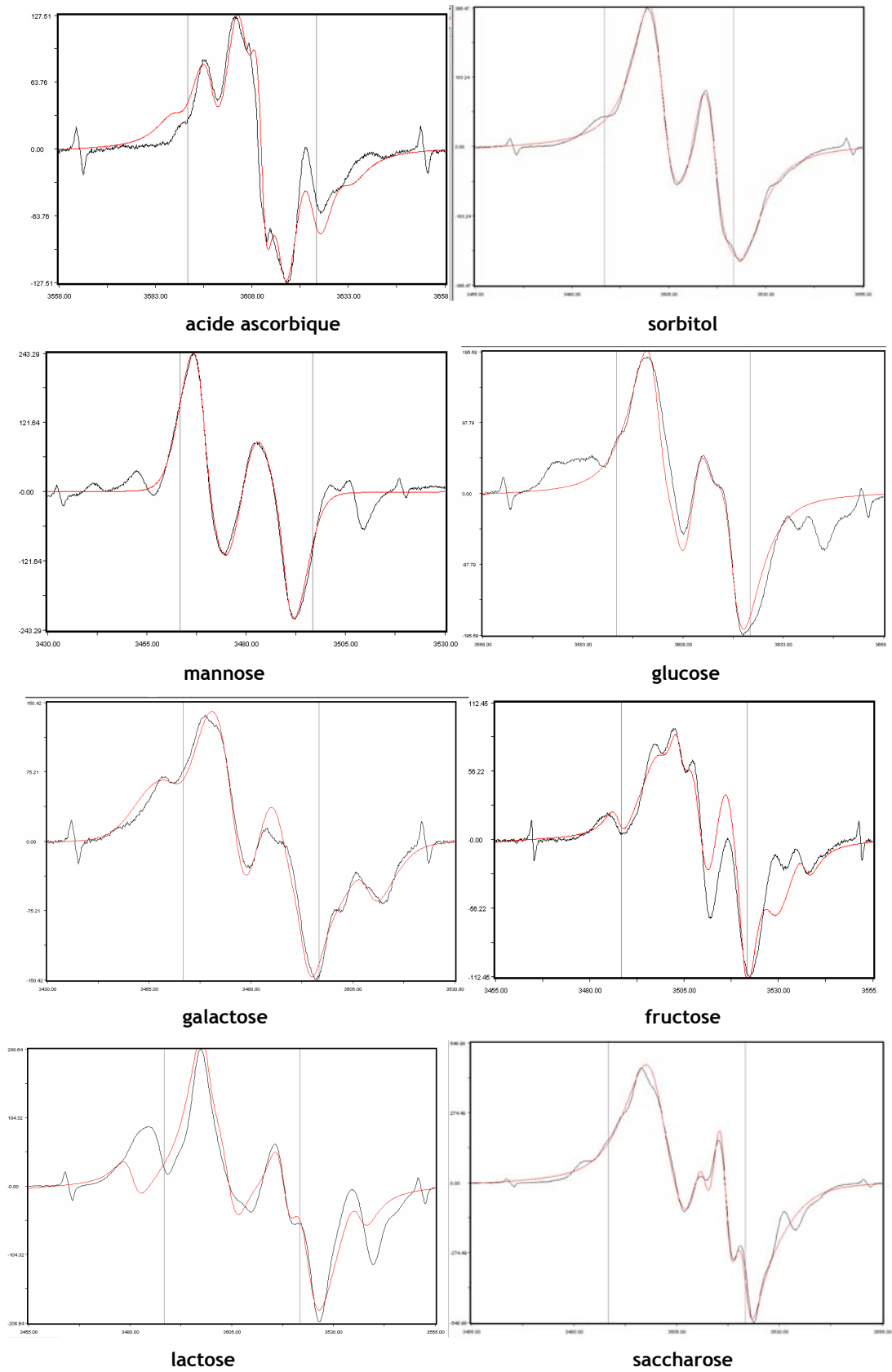


Figure I-33 : Spectre des sucres irradiés (courbe noire) et spectre modélisé des principaux radicaux supposés présents dans ces sucres

Tableau I-5 : Intensité relative et constantes hyperfine des principales espèces radicalaires présentes dans chaque sucre

sucre	espèce radicalaire	intensité relative	constante hyperfine (mT)
lactose	R1	1:3:3:1	1,82
	R2	1:3:3:1	1.85
saccharose	R1	1 :1	1,39
	R2	1 :2 :1	0.49
	R3	1 :2 :1	
acide ascorbique	R1	1 :1	0.18
	R2	1 :3 :3 :1	0.89
sorbitol	R1	1:1	1.737
	R2	1:1	0.797
glucose	R1	1:1	1,8
	R2	1:1	0,74
galactose	R1	1 :2 :1	1.6
	R2	1 :3 :3 :1	1.3
mannose	R1	1 :1	1,98
	R2	1 :1	1,15
fructose	R1	1 :3 :3 :1	1,64
	R2	1 :3 :3 :1	0,9

1.4.2 PARAMETRES INFLUENÇANT LE SPECTRE RPE

1.4.2.1 Influence des paramètres d'acquisition du spectromètre

Deux paramètres du spectromètre doivent être optimisés pour éviter la saturation du signal RPE et l'élargissement des raies ainsi que pour obtenir le meilleur rapport signal sur bruit : la puissance de la micro-onde et la modulation d'amplitude du signal. Nous avons fixé la modulation de la fréquence à 100 kHz (la plus souvent utilisée), la constante de temps et le temps de conversion à 163,8 ms, et le temps de balayage à 167,7 s.

A- Puissance de la micro-onde

La figure I-34 présente l'évolution de l'amplitude du signal A_{pp} normalisée par rapport à l'amplitude maximale pour chaque sucre en fonction de la racine de la puissance de la micro-onde. Comme indiqué dans la figure I-34, l'amplitude du signal A_{pp} augmente linéairement avec la racine carrée de la puissance jusqu'à l'apparition d'une saturation. Lorsque la puissance appliquée devient importante, l'amplitude du signal diminue. La courbe théorique de saturation en puissance obtenue à partir de l'équation Eq. 12 (voir p.54) a ensuite été ajustée à la courbe expérimentale en utilisant la méthode des moindres carrés afin de déterminer la puissance de saturation P_{sat} et le paramètre d'homogénéité ϵ . Ces valeurs sont répertoriées dans le tableau I-6. L'amplitude A_{pp} du signal RPE des sucres sature à faible puissance. La puissance optimale sélectionnée afin d'éviter la saturation et d'avoir le meilleur rapport signal sur bruit est de 0,50 mW pour les sucres excepté pour le sorbitol pour lequel la valeur est de 1,26 mW.

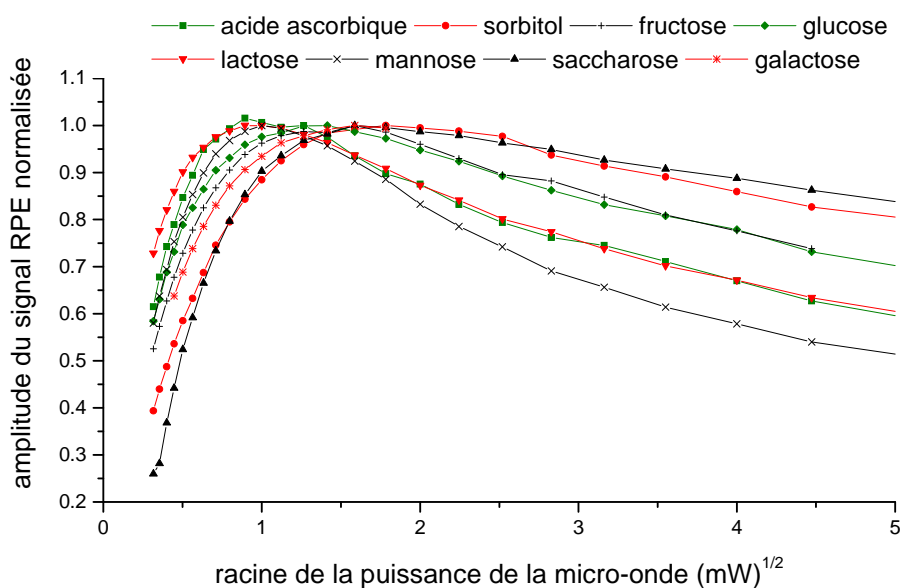


Figure I-34 : Evolution de l'amplitude du signal App en fonction de la racine carrée de la puissance des sucres irradiés à 50 Gy auprès d'une source de Cobalt-60

Tableau I-6 : Puissance optimale de la micro-onde pour chacun des matériaux

Matériau	Puissance de saturation (mW)	ϵ	Puissance optimale (mW)
glucose	$0,56 \pm 0,06$	$0,69 \pm 0,005$	0,50
galactose	$0,58 \pm 0,05$	$0,59 \pm 0,01$	
mannose	$0,71 \pm 0,04$	$0,71 \pm 0,01$	
fructose	$0,72 \pm 0,04$	$0,72 \pm 0,01$	
saccharose	$0,67 \pm 0,06$	$0,60 \pm 0,01$	
lactose	$0,68 \pm 0,06$	$0,88 \pm 0,01$	
acide ascorbique	$0,52 \pm 0,04$	$0,75 \pm 0,01$	
sorbitol	$1,39 \pm 0,01$	$0,71 \pm 0,003$	1,26

B- Modulation d'amplitude du champ

La figure I-35 présente la variation de l'amplitude A_{pp} de la raie principale du spectre RPE en fonction de la modulation d'amplitude pour les sucres étudiés. Comme l'illustre la figure I-35, l'amplitude A_{pp} augmente linéairement jusqu'à 0,7 mT. Au delà, il apparaît une atténuation de l'amplitude A_{pp} . Du point de vue qualitatif, au delà de 0,5 mT, les raies satellites ne sont plus visibles.

Pour avoir le meilleur rapport signal sur bruit sans distorsion du signal, il est important de travailler aux faibles valeurs de modulation d'amplitude.

La modulation d'amplitude optimale a été choisie afin d'obtenir le meilleur signal du point de vue qualitatif, sans distorsion ni atténuation de la raie principale et avec un bon rapport signal sur bruit. Une modulation d'amplitude de 0,3 mT a été sélectionnée pour les sucres.

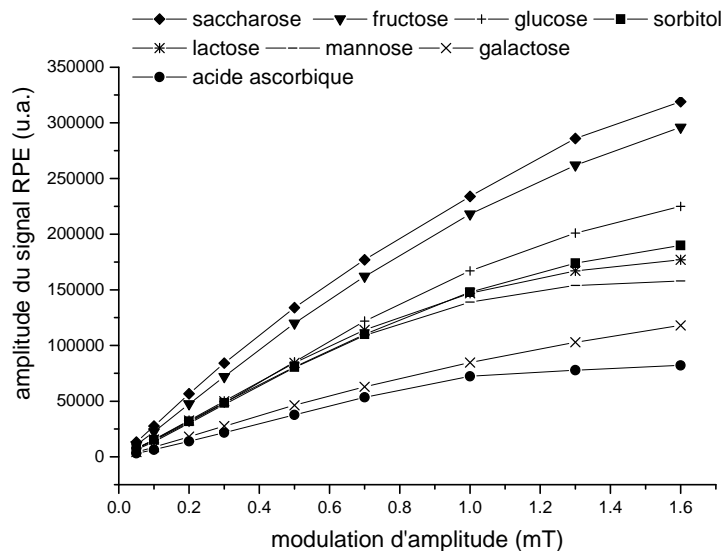


Figure I-35 : Variation de l'amplitude du signal A_{pp} en fonction de la modulation d'amplitude

I.4.2.2 Paramètres liés à l'échantillon

A- Préparation des échantillons

Les sucres ont été utilisés sous forme de poudre sans aucun traitement particulier. Ils ont été conservés à l'abri de la lumière et de l'humidité.

B- Position axiale de l'échantillon

La figure I-36 décrit l'amplitude du signal RPE d'un échantillon de glucose de 1 cm de hauteur en fonction de la variation du centre de l'échantillon par rapport au centre de la cavité. Cette courbe présente un plateau où la résonance est maximale (± 2 mm du centre de la cavité). La différence d'amplitude du signal RPE des sucres provoquée par une variation de ± 1 mm par rapport à la position optimale pour chaque échantillon a été évaluée à 1%.

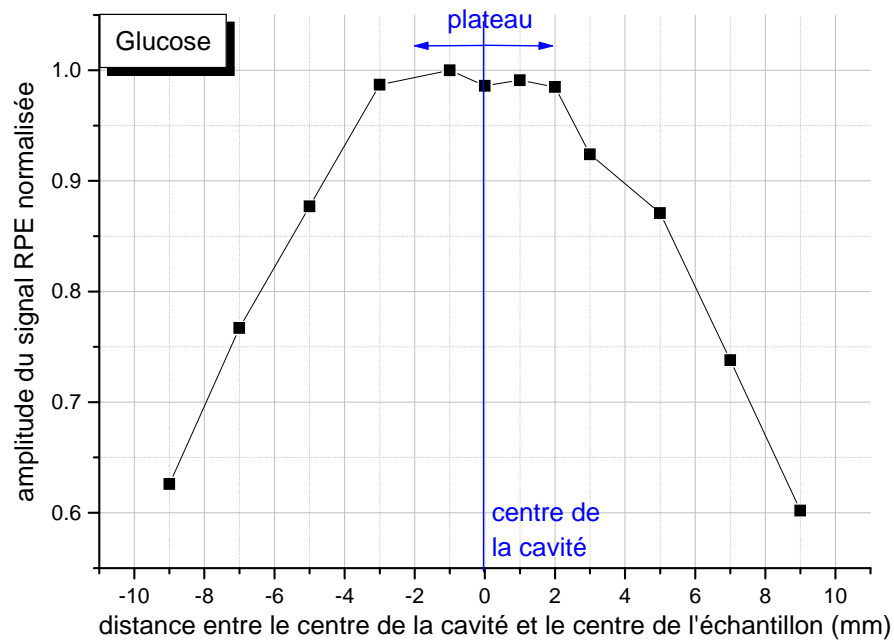


Figure I-36 : Variation de l'amplitude du signal RPE du glucose normalisé en fonction de la position verticale de l'échantillon dans la cavité

C- Hauteur et masse de l'échantillon dans la cavité

La figure I-37 présente la variation de l'amplitude du signal RPE normalisée à la masse en fonction de la hauteur de l'échantillon dans le tube (disques rouges) et la courbe de rendement de la cavité obtenue à partir d'un échantillon de glucose de 1 cm de hauteur (carrés noirs).

On observe deux zones. Cette figure montre qu'un échantillon de hauteur comprise entre 9 et 14 mm se trouve dans la zone 1 où le rendement de la cavité est maximal. Dans cette zone, l'amplitude normalisée à la masse est maximale et constante. Un échantillon d'une hauteur supérieure à 29 mm se situe dans la zone 2 où le rendement de la cavité est minimal. Dans cette zone, l'amplitude du signal ne varie pas. Travailler dans cette zone évite la normalisation à la masse. Pour une hauteur d'échantillon inférieure à 9 mm ou comprise entre 14 et 29 mm le rendement de la cavité varie, la valeur de l'amplitude du signal normalisée à la masse de l'échantillon n'est pas constante. Cela nécessite donc l'utilisation d'un facteur de correction.

Lors de nos expériences afin d'avoir une irradiation dans un champ homogène il était nécessaire de travailler avec des volumes faibles. Nous avons donc décidé de travailler dans la zone 1. Il n'y a donc pas de facteur de correction à prendre en compte si l'on utilise des échantillons de longueur comprise dans cet intervalle. Toutes les mesures effectuées au cours de ce travail ont donc été réalisées en utilisant un échantillon de dimension 10 ± 1 mm.

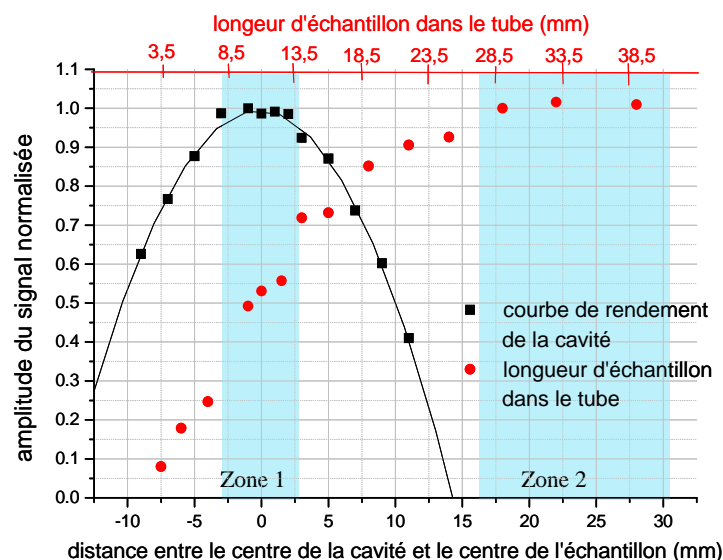


Figure I-37 : Variation de l'amplitude du signal RPE en fonction de la longueur de matériau dans le tube (disques rouges) et courbe de rendement de la cavité pour un échantillon de glucose de 10 mm (carrés noirs)

Le tableau I-7 définit l'intervalle de masse utilisé pour la mesure de chaque sucre correspondant à l'intervalle de hauteur précédemment définie pour lequel l'amplitude du signal RPE est proportionnelle à la masse. Une série de 6 mesures a été réalisée à partir d'échantillons de sucre de masse allant de la valeur minimale de l'intervalle massique à la valeur maximale avec un pas de 5 mg. Le tableau I-7 présente l'écart type sur les 6 mesures de l'amplitude A_{pp} normalisée à la masse.

Tableau I-7: Intervalle de masse (mg) utilisé pour la mesure de chaque sucre et écart type sur l'amplitude du signal normalisé à la masse

Matériau	Intervalle massique (mg)	Ecart type (%)
Fructose	53-85	1,6
Galactose	51-80	1,7
Glucose	51-82	2,1
Mannose	52-79	1,8
Saccharose	68-98	2,1
Lactose	62-88	2,0
Acide ascorbique	72-113	2,1
sorbitol	38-57	2,9

D- Influence de l'orientation de l'échantillon par rapport au champ magnétique

Afin de mettre en évidence une éventuelle anisotropie, l'influence de l'orientation de l'échantillon par rapport au champ magnétique a été étudiée.

La figure I-38 présente la variation de l'amplitude du signal RPE en fonction de l'angle de mesure. Le tableau I-8 regroupe l'écart maximal mesuré sur 360° de l'amplitude du signal RPE, ainsi que l'écart type relatif sur l'ensemble des mesures des sucres avec leur granulométrie. L'écart-type sur les mesures est inférieur à 3,3% pour les sucres et l'écart maximal mesuré sur 360° est inférieur à 9,4%.

Cette étude n'a pas montré de variation significative de l'amplitude du signal RPE et de la forme du spectre en fonction de l'orientation de l'échantillon dans le champ magnétique. Le spectre des sucres ne présente donc pas de phénomène d'anisotropie notable. Le tableau I-8 ne montre pas de

relation entre la granulométrie et l'écart entre les valeurs maximale et minimale de l'amplitude du signal RPE des sucres.

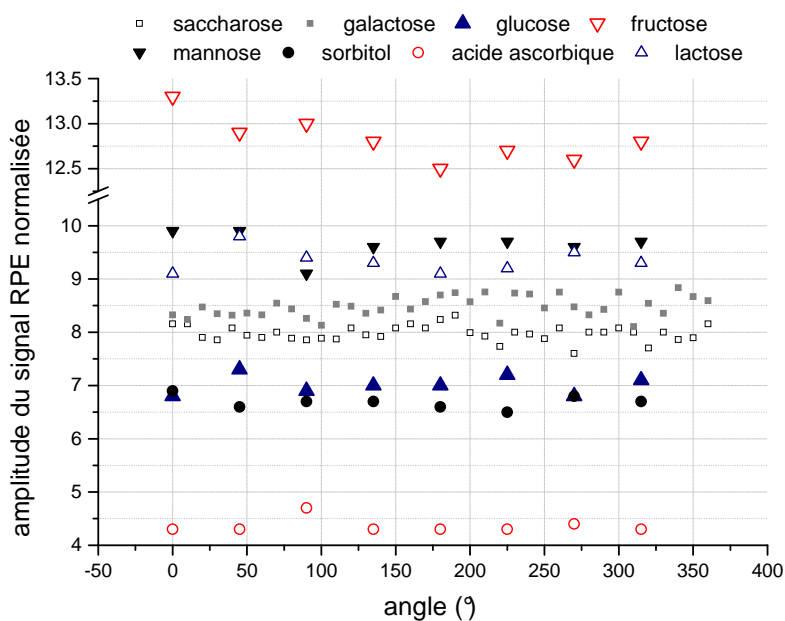


Figure I-38 : Amplitude du signal RPE en fonction de l'angle de mesure

Tableau I-8 : Ecart maximal et écart type sur l'ensemble des mesures réalisées entre 0 et 360°

Matériau	Granulométrie (μm)	Ecart maximal sur 360° (%)	Ecart type (%)
glucose	$\phi < 315$	6,2	2,5
galactose	$\phi < 315$	4,4	1,3
lactose	$\phi < 315$	7,4	2,6
fructose	$\phi < 800$	5,8	1,9
sorbitol	$\phi < 800$	6,4	2,0
acide ascorbique	$\phi < 800$	9,4	3,3
mannose	$\phi < 1000$	8,3	2,6
saccharose	$\phi < 1200$	4	1,4

I.4.2.3 Paramètres physiques environnementaux

A- Exposition à la lumière

A-1 Sucres non irradiés exposés à la lumière (lampe xénon)

La figure I-39 illustre les spectres des sucres exposés à la lumière d'une lampe xénon pendant 30 minutes. La présence de signal indique qu'il y a formation de radicaux libres. Les sucres sont donc sensibles à la lumière. La forme des spectres des sucres exposés à la lumière diffère de ceux des sucres irradiés au Cobalt-60. La lumière ne crée donc pas les mêmes réactions dans les sucres que les radiations du Cobalt-60. L'exposition de sucres à la lumière crée un signal parasite qui peut être important comme dans le cas de l'acide ascorbique, du saccharose et du sorbitol.

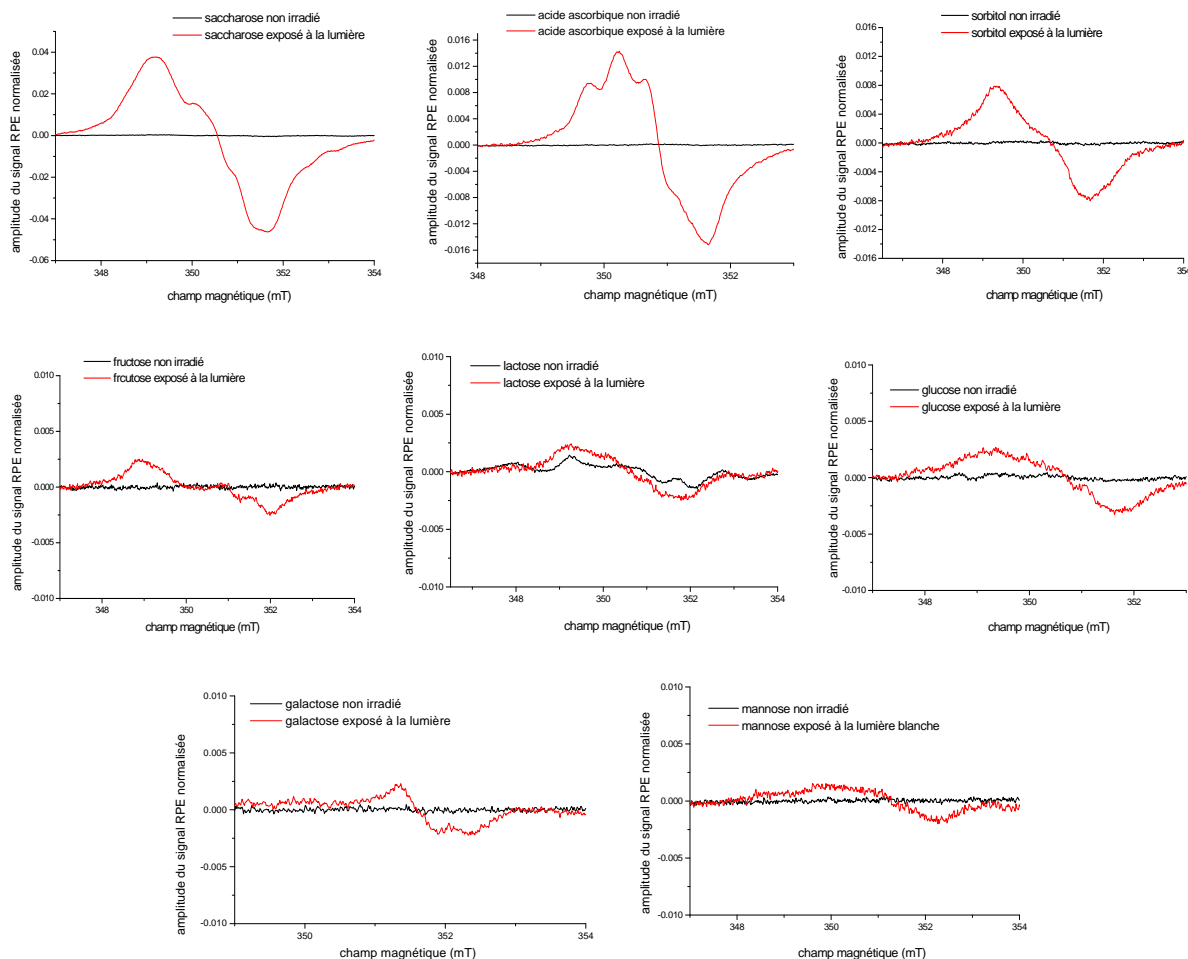


Figure I-39 : Spectre des sucres non irradiés exposés à la lumière blanche

A-2 Sucre irradiés stockés à la lumière naturelle

La figure I-40 présente l'évolution du rapport entre l'amplitude $(A_{pp})_{Lux}$ du signal du sucre irradié stocké à la lumière et l'amplitude $(A_{pp})_{Nox}$ du sucre irradié stocké dans l'obscurité. Le fructose et le lactose présentent une faible variation de ce rapport au cours du temps. Après 1 jour de stockage, on observe une augmentation du rapport $(A_{pp})_{Lux} / (A_{pp})_{Nox}$ pour le galactose de 80%, pour le glucose de 10%, et pour le saccharose de 30% et une diminution de ce rapport pour le mannose de 20% et pour le sorbitol de 30%. Le rapport $(A_{pp})_{Lux} / (A_{pp})_{Nox}$ de l'acide ascorbique augmente avec le temps de stockage, en effet ce rapport a augmenté de 70% entre 1 jour et 21 jours de stockage.

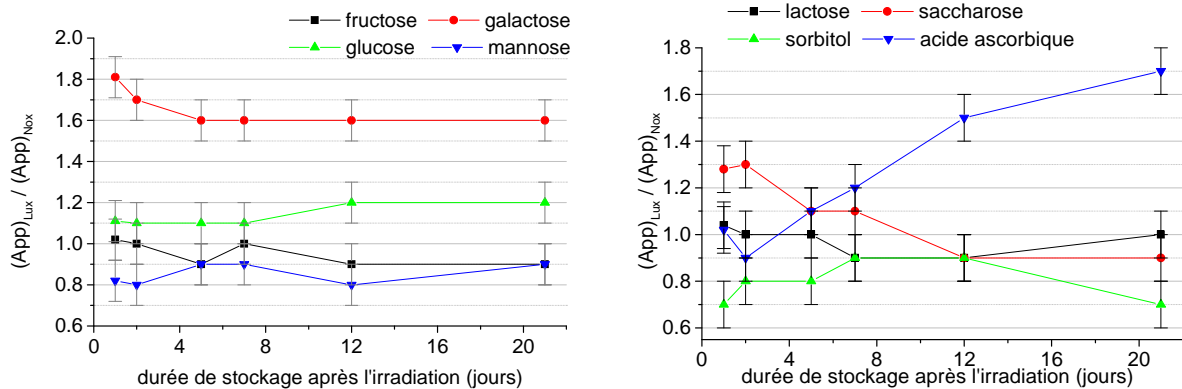


Figure I-40 : Evolution du rapport $(A_{pp})_{Lux} / (A_{pp})_{Nox}$ des sucres stockés après irradiation aux photons de Cobalt-60

La figure I-41 montre les spectres des sucres irradiés après 1 et 21 jours de stockage dans l'obscurité ou à la lumière naturelle. A l'exception du lactose, le spectre des sucres exposés à la lumière présente des différences par rapport à celui stocké à l'abri de la lumière 21 jours après irradiation. Certains pics disparaissent en présence de lumière. Dans le cas du spectre du fructose exposé à la lumière, le pic à 347,71 mT n'apparaît pas. Il en est de même pour l'acide ascorbique à 349 mT et pour le glucose à 350,6 mT.

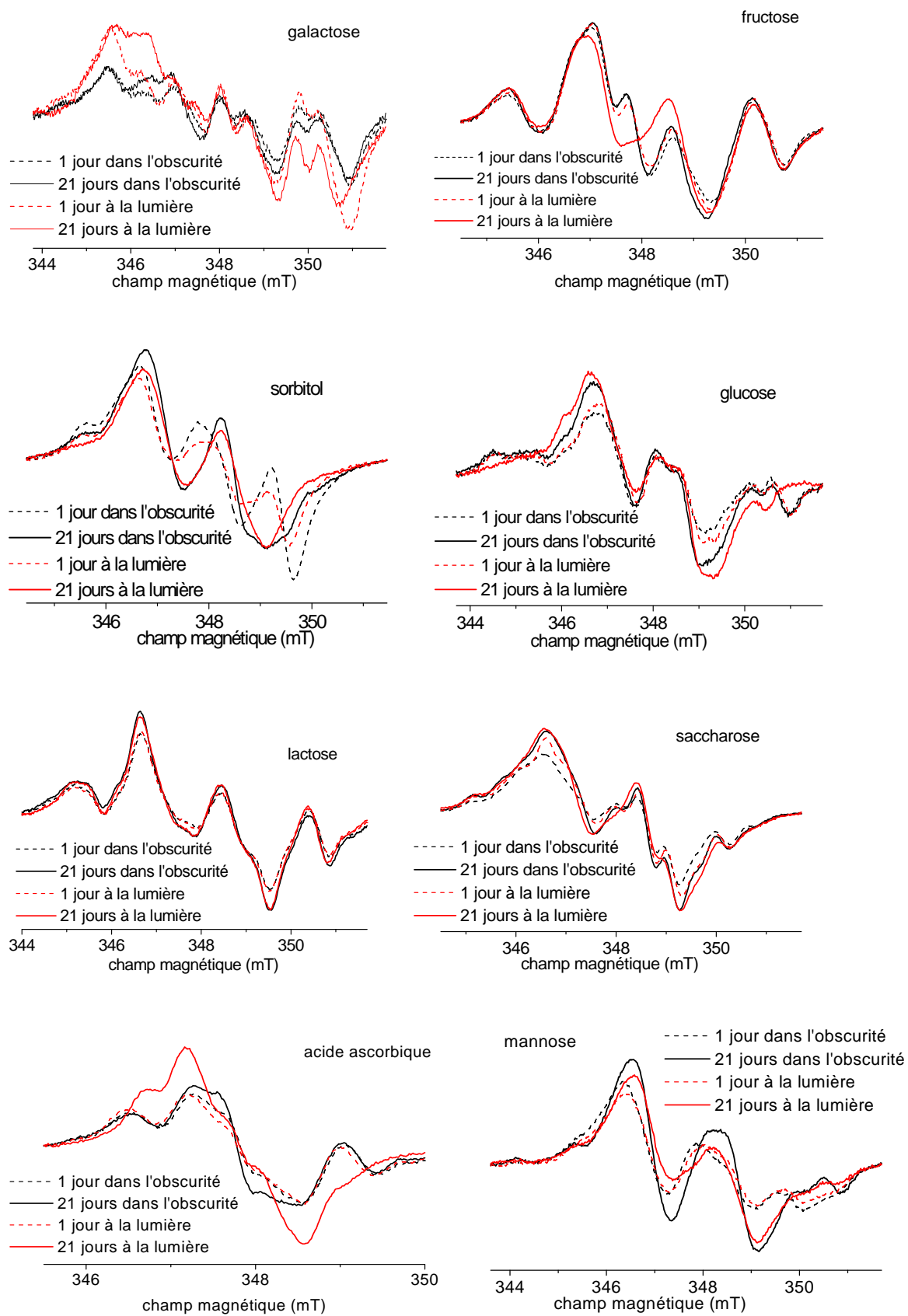


Figure I-41 : Spectres des sucres après 1 et 21 jours de stockage à la lumière et dans l'obscurité

A-3 Conclusion

Les deux études ont montré que les sucres sont sensibles à la lumière. L'exposition des sucres non irradiés à la lumière crée un signal RPE parasite. Le stockage à la lumière des sucres irradiés peut entraîner une modification de la forme du spectre, ainsi qu'une variation de l'amplitude. Les sucres doivent donc être stockés à l'obscurité.

B- Evolution de l'amplitude A_{pp} du signal en fonction du temps après irradiation à 20°C

Les figures I-42 et I-43 présentent respectivement l'évolution de la forme des spectres RPE des sucres et la variation de l'amplitude du signal A_{pp} (normalisée à l'amplitude A_{pp} de la première mesure) de la raie principale en fonction du temps écoulé depuis l'irradiation.

Comme cela est indiqué dans la figure I-42, seule la forme du spectre de l'acide ascorbique ne présente pas de différence notable entre la mesure réalisée quelques minutes après l'irradiation et celle réalisée quelques mois après l'irradiation. Quant aux autres sucres, nous avons observé une variation d'amplitude de raies au cours du temps entraînant une apparition ou une disparition de raie. Ces différences observées montrent qu'après l'irradiation il y a création de radicaux libres de durées de vie différentes et par conséquent d'énergies d'activation différentes.

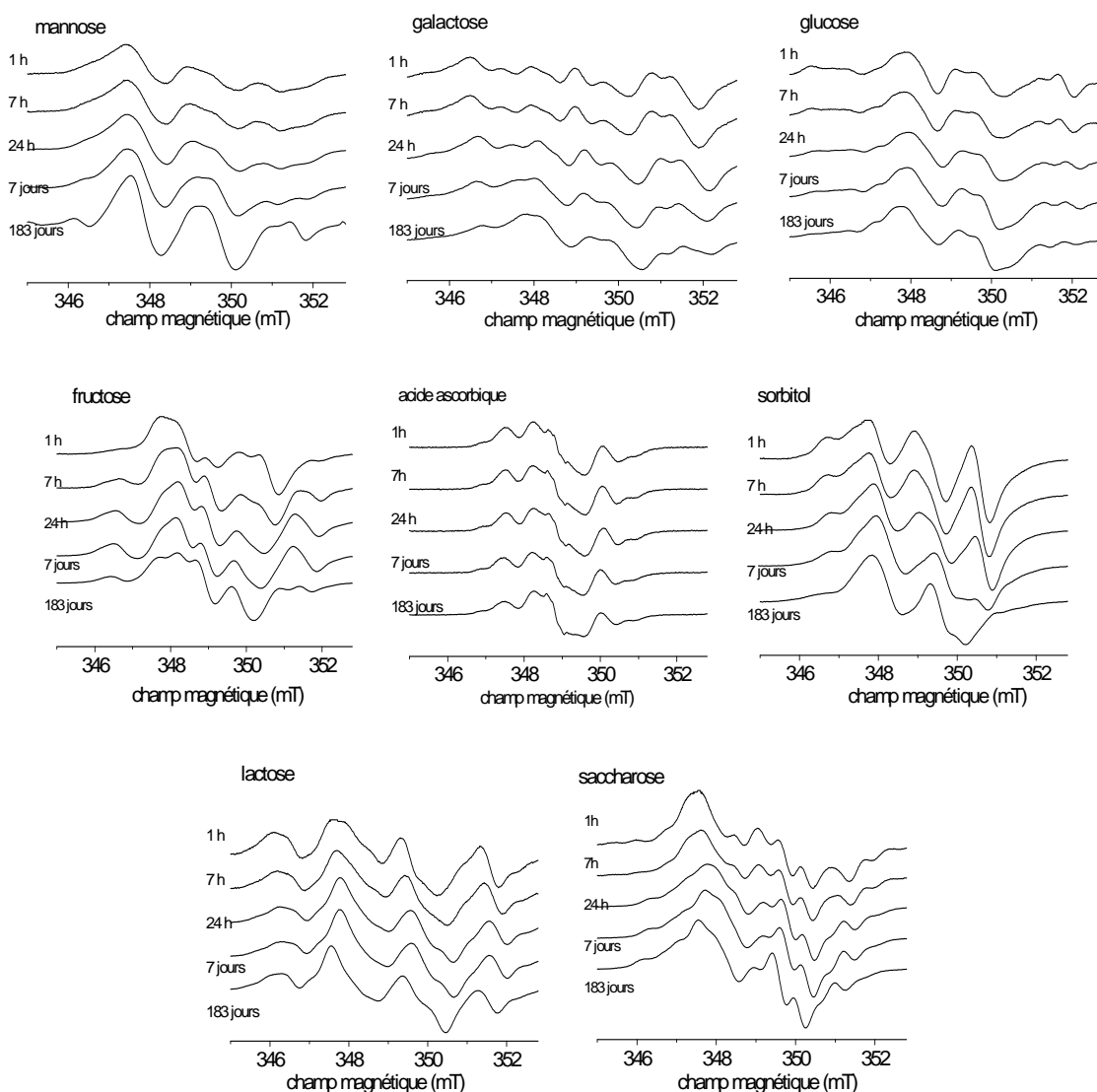


Figure I-42 : Spectres des sucres à différents intervalles de temps après irradiation

La figure I-43 montre que l'amplitude A_{pp} du signal RPE des sucres varie sur une durée t_{stab} (Tableau I-9) et tend ensuite vers une valeur constante. L'amplitude du signal A_{pp} augmente après l'irradiation pour le mannose, le glucose, le galactose, le saccharose et le lactose et diminue après l'irradiation pour le sorbitol, le fructose et l'acide ascorbique. Après stabilisation du signal, l'amplitude A_{pp} a augmenté en moyenne de 100% pour le mannose, de 40% pour le galactose et le glucose et de 10% pour le lactose et le saccharose, elle a diminué en moyenne de 9% pour le fructose et de 11% pour le sorbitol. L'acide ascorbique semble avoir deux constantes de temps. En effet l'amplitude A_{pp} de l'acide ascorbique diminue en moyenne de 10% en 7 jours puis de 10% en 320 jours.

La variation de l'amplitude A_{pp} du signal RPE des sucres en fonction du temps écoulé après l'irradiation a été modélisée par une fonction exponentielle décroissante (Eq. 14) pour le sorbitol et le fructose, par une somme de deux exponentielles de la forme de l'équation 14 pour l'acide ascorbique (Figure I-44) et par une fonction exponentielle croissante (Eq. 15) pour le mannose, le glucose, le galactose, le lactose et le saccharose. Le tableau I-9 présente la valeur t_{stab} correspondant au temps nécessaire pour atteindre la stabilisation du signal à $\pm 5\%$.

Tableau I-9 : Paramètre d'ajustement de la courbe représentant l'amplitude A_{pp} en fonction du temps écoulé depuis l'irradiation et temps nécessaire pour atteindre la stabilisation du signal

Matériau	Equation	τ (jours)	t_{stab} (jours)
Acide ascorbique	14	A : $3,2 \pm 1,9$; B : $326,6 \pm 311,2$	7
Sorbitol	14	$1,7 \pm 0,8$	7
Lactose	15	$1,3 \pm 0,6$	7
Saccharose	15	$0,4 \pm 0,7$	7
Fructose	14	$14,1 \pm 3,2$	15
Mannose	15	$35,1 \pm 1,8$	95
Galactose	15	$28,0 \pm 2,7$	39
Glucose	15	$14,8 \pm 3,0$	35

Afin de réduire l'erreur sur la mesure RPE lors de nos études, le temps nécessaire entre l'irradiation et la mesure effectuée par RPE choisi pour réaliser nos études est le temps t_{stab} .

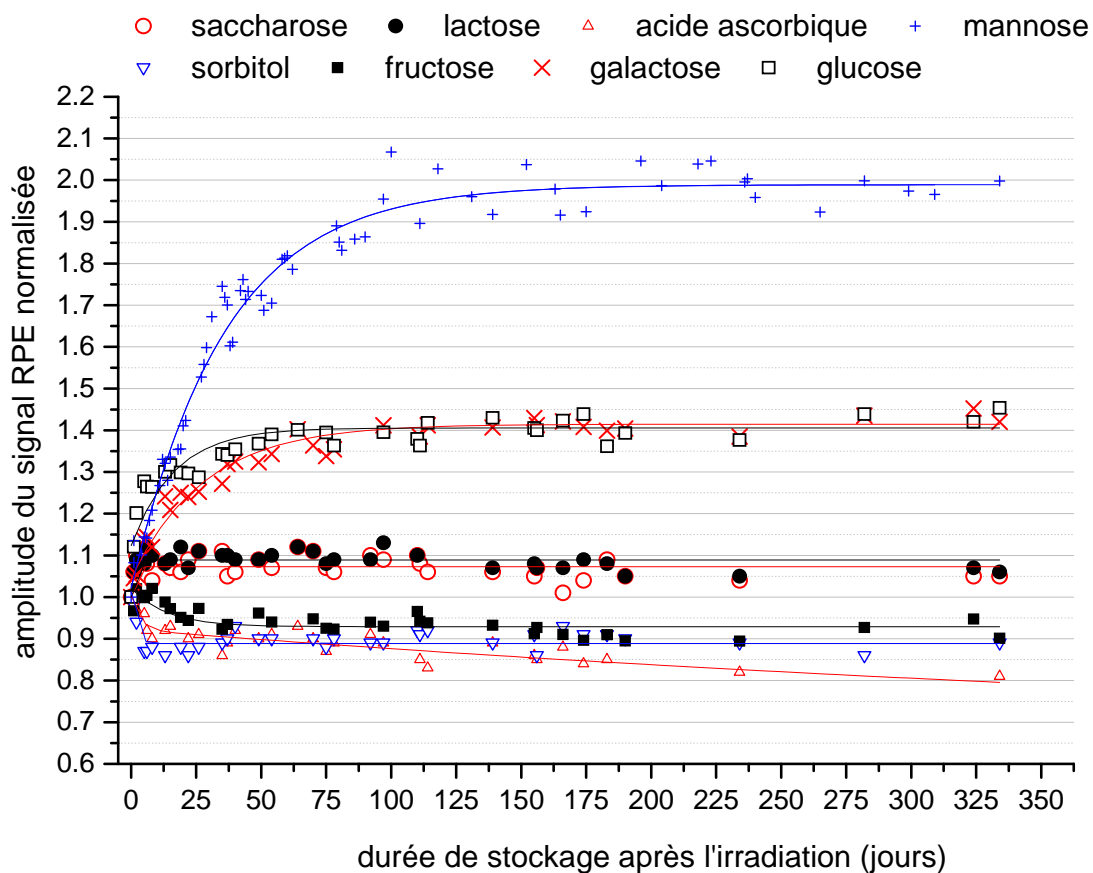


Figure I-43 : Etude de l'amplitude du signal en fonction du temps écoulé après l'irradiation au Cobalt-60

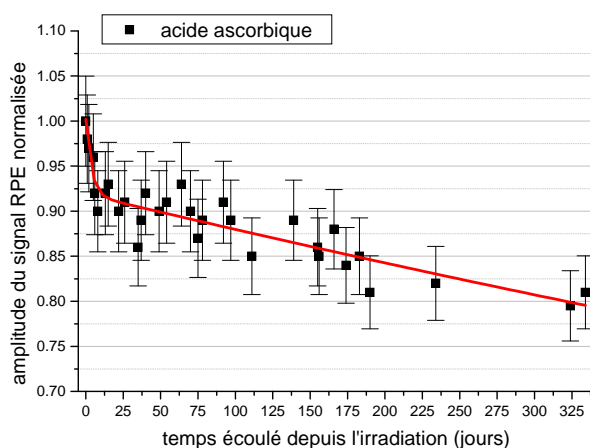


Figure I-44 : Variation de l'amplitude A_{pp} du signal RPE de l'acide ascorbique en fonction du temps écoulé depuis l'irradiation

C- Chauffage : influence de la température de chauffe

Le tableau I-10 montre l'influence de la température de chauffe sur l'amplitude A_{pp} du signal RPE des sucres irradiés au Cobalt-60 après la sortie du four, normalisée à l'amplitude A_{pp} sans chauffage après irradiation ($A_{pp}(T_i) / A_{pp}(20^\circ\text{C})$).

Tableau I-10 : Rapport entre l'amplitude l'amplitude A_{pp} du signal RPE des sucres irradiés au Cobalt-60 à la température T_i pendant 120 minutes juste après l'irradiation et l'amplitude A_{pp} sans chauffage après l'irradiation ($A_{pp}(T_i) / A_{pp}(20^\circ\text{C})$)

Sucre	Température T_i (°C)				20°C à t_{stab}
	20°C	50°C	75°C	100°C	
saccharose	1,0	1,1	-	1,1	1,1
lactose	1,0	1,1	-	1,1	1,1
Acide ascorbique	1,0	1,0	-	0,9	0,9
galactose	1,0	1,1	-	1,6	1,4
mannose	1,0	1,1	-	1,9	2,0
fructose	1,0	1,0	-	-	0,9
sorbitol	1,0	1,0	0,7	-	0,9
glucose	1,0	1,0	0,1	-	1,4

Le rapport $A_{pp}(T_i) / A_{pp}(20^\circ\text{C})$ de l'acide ascorbique, du sorbitol et du glucose chauffés pendant 120 minutes à 50°C ne varie pas, tandis qu'il augmente de 10% pour les autres sucres.

Ce rapport ne varie pas lorsque le saccharose et le lactose sont chauffés à 50°C ou à 100°C.

On observe une diminution de 10% du rapport $A_{pp}(T_i) / A_{pp}(20^\circ\text{C})$ de l'acide ascorbique chauffé à 100°C et une augmentation de ce rapport de 60% pour le galactose et de 90% pour le mannose. Chauffés à 75°C, le glucose et le sorbitol présentent un rapport $A_{pp}(T_i) / A_{pp}(20^\circ\text{C})$ qui diminue respectivement de 30% pour le sorbitol et de 90% pour le glucose.

On peut remarquer que la variation du rapport $A_{pp}(T_i) / A_{pp}(20^\circ\text{C})$ pour le saccharose (+10%), le lactose (+10%) et l'acide ascorbique (-10%) chauffés à 100°C pendant 120 minutes est du même ordre de grandeur que la variation du rapport entre l'amplitude du signal A_{pp} stabilisée après irradiation et l'amplitude A_{pp} du signal mesuré juste après l'irradiation. La figure I-45 montre les spectres de ces trois sucres stockés à 20°C pendant 22 jours et ceux chauffés à 100°C pendant 120 minutes. Le chauffage de ces trois sucres à 100°C pendant 120 minutes présente l'intérêt d'obtenir le signal stabilisé après un stockage à 20°C pendant plusieurs jours.

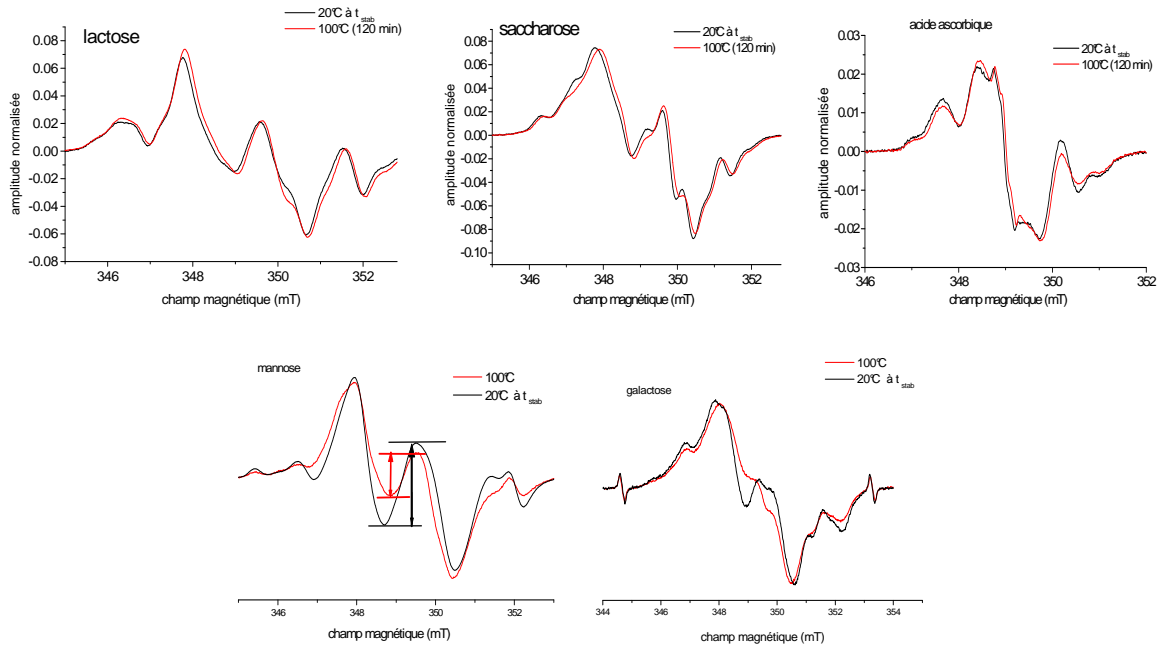


Figure I-45 : Spectres du lactose, du saccharose, de l'acide ascorbique, du mannose et du galactose stockés à 20°C à t_{stab} (courbe noire) et chauffés pendant 120 min juste après l'irradiation

Le chauffage à 75°C entraîne une diminution importante de l'amplitude du signal RPE du sorbitol (-30%) et du glucose (-90%). L'étude du fading de ces sucres irradiés puis stockés à température ambiante montre que l'amplitude du signal RPE du sorbitol ne diminue que de 10%, tandis que l'amplitude du signal RPE du glucose augmente de 40%. La diminution importante de l'amplitude du signal lorsque le sucre est chauffé à 75°C après irradiation peut être due à la modification de la structure du réseau avec la température. Cela a une conséquence sur la valeur de la mesure.

Le chauffage du galactose et du mannose à 100°C entraîne une augmentation importante de l'amplitude du signal du mannose (+90%) et du galactose (+60%). L'étude du fading de ces sucres irradiés puis stockés à température ambiante montre que l'amplitude du signal RPE du mannose augmente de 100%, et celle du galactose augmente de 40%.

Le chauffage du mannose à 100°C produit un effet similaire à un long stockage à température ambiante, cependant le rapport des intensités des raies est plus faible au centre du spectre. Bartlett avait également observé l'altération de l'intensité relative des raies sur le spectre du mannose [Bartlett, 1980].

Cette étude a permis de montrer qu'il est possible d'atteindre le signal stabilisé en moins de deux heures pour l'acide ascorbique, le saccharose et le lactose.

I.4.2.4 Résumé

Nous avons optimisé les paramètres d'acquisition du spectromètre afin d'avoir le meilleur rapport signal sur bruit. Ensuite nous avons étudié les principales causes d'erreurs expérimentales qui peuvent intervenir dans la mesure du spectre RPE des sucres, en particulier le positionnement et la masse de l'échantillon, l'anisotropie du signal. Nous avons étudié l'influence d'une exposition à la lumière sur le signal RPE non irradié et irradié. La variation de l'intensité du signal en fonction du temps écoulé depuis l'irradiation des sucres stocké à température ambiante a été étudié. Une étude sur l'influence de la température de chauffe sur le signal RPE de sucres juste après l'irradiation a été menée. Une erreur de positionnement de $\pm 1\text{mm}$, une normalisation à la masse dans l'intervalle massique où l'amplitude du signal est proportionnelle à la masse et la variation de l'amplitude du signal sur 360° entraîne un écart type sur l'amplitude du signal maximal de 3% dans chacun des cas. Les expériences ont montré que les sucres sont sensibles à la lumière. Il est donc préférable de conserver les échantillons à l'abri de la lumière et à une température constante de 20°C . L'étude de la variation de l'amplitude du signal en fonction du temps écoulé depuis l'irradiation montre qu'il faut attendre un temps t_{stab} variant de 7 jours à 90 jours selon le type de sucre avant d'atteindre un signal. Le chauffage des échantillons comme l'acide ascorbique, le saccharose ou le lactose à 100°C pendant 120 minutes a montré qu'il est possible d'atteindre le signal stabilisé plus rapidement.

I.4.3 CARACTERISATION DOSIMETRIQUE DES SUCRES

I.4.3.1 Relation dose -signal

Aucune différence notable n'a été observée sur la forme du spectre RPE des radicaux libres créés par des photons dans les sucres quelle que soit la dose absorbée, seule l'intensité du signal varie.

La figure I-46 présente l'amplitude A_{pp} (différence entre les pics d'intensités maximale et minimale du signal) du signal RPE des sucres en fonction de la dose. La réponse des sucres a été étudiée dans l'intervalle de dose 0,5-300 Gy. L'amplitude du signal augmente linéairement dans l'intervalle de dose 0,8-300 Gy pour le lactose et 0,5-300 Gy pour les autres sucres. Le tableau I-11 regroupe les coefficients de la droite d'étalonnage des sucres. Quant aux très fortes doses, Bartlett et al. observa pour le mannose une linéarité de la réponse RPE en fonction de la dose jusqu'à $5 \cdot 10^4$ Gy et pour le glucose jusqu'à 10^4 Gy [Bartlett, 1980]. Yordanov and Georgieva ont observé une réponse en fonction de la dose linéaire jusqu'à 10 kGy [Yordanov and Georgieva, 2004]. La saturation de la réponse en fonction de la dose de ces trois sucres apparaît à de très fortes doses.

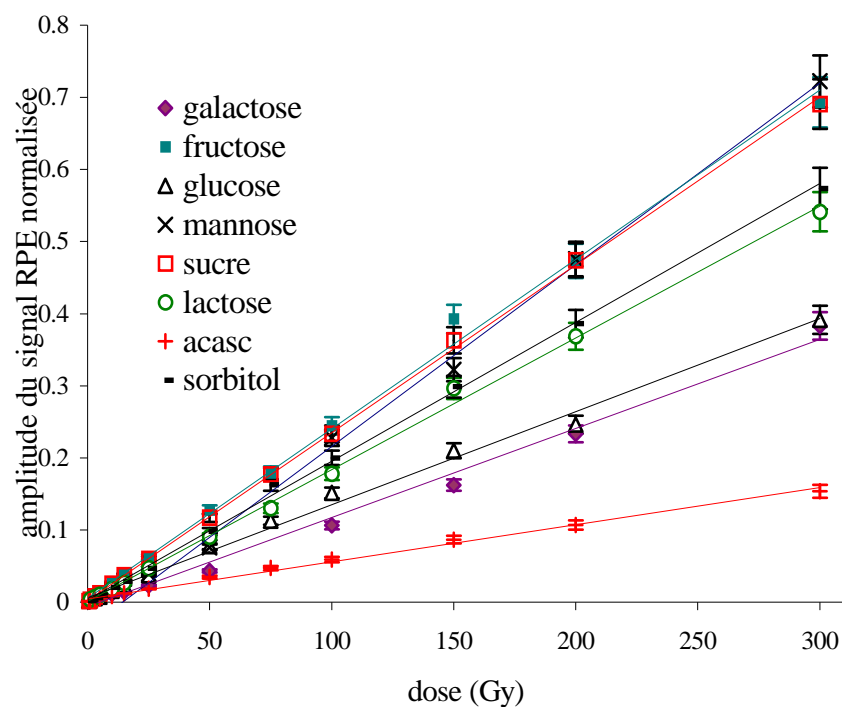


Figure I-46 : Courbe d'étalonnage des matériaux irradiés au Cobalt-60

La sensibilité définie au paragraphe I.3.5.3 est donnée par le coefficient directeur 'a'.

Le tableau I-11 indique que les coefficients d'étalonnage les plus élevés concernent le mannose, le fructose, le saccharose le sorbitol et le lactose. Le sucre le plus sensible est le mannose et celui le moins sensible est l'acide ascorbique.

Tableau I-11 : Coefficient directeur et coefficient de détermination de la droite d'étalonnage dans l'intervalle [0,5 ;300] Gy pour une irradiation aux photons du Cobalt-60

Matériau	Coefficient directeur a ($\cdot 10^{-3}$) (ua.Gy ⁻¹)	Coefficient de détermination R ²
mannose	2,52±0,06	0,997
fructose	2,35±0,04	0,997
saccharose	2,33±0,02	0,999
sorbitol	1,93±0,02	0,999
lactose	1,83±0,02	0,998
glucose	1,29±0,03	0,995
galactose	1,23±0,03	0,993
acide ascorbique	0,71±0,01	0,995

La limite de détection des sucres déduite de l'équation 17 (voir page 61) varie de 0,3 à 0,8 Gy selon le type de sucre. Le saccharose, la mannose et le fructose présentent une limite de détection de $0,3 \pm 0,1$ Gy. Le sorbitol, le galactose et le glucose ont une limite de détection de $0,4 \pm 0,1$ Gy. La limite de détection du lactose est de $0,8 \pm 0,1$ Gy, celle de l'acide ascorbique a été évaluée à $0,5 \pm 0,1$ Gy.

I.4.3.2 Relation débit de dose - signal

Les sucres ont été irradiés à une même dose avec différents débits de doses. La figure I-47 représente l'influence du débit de dose sur l'amplitude du signal RPE des sucres. L'écart type des valeurs obtenues pour les quatre débits de dose varie de 2% pour le glucose à 10% pour le galactose. Compte tenu des incertitudes sur la mesure, l'amplitude du signal ne présente pas de variation significative dans la gamme de débit de dose étudiée.

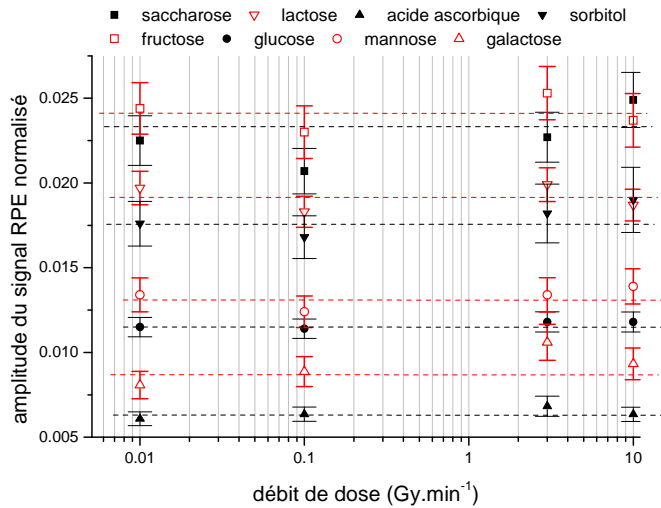


Figure I-47 : Influence du débit de dose sur l'amplitude du signal RPE (incertitudes données à 1σ)

I.4.3.3 Relation énergie du rayonnement - signal

La figure I-48 présente la variation en fonction de l'énergie des photons de l'amplitude du signal des sucres normalisée à celle du sucre irradié au Cobalt-60 pour une dose même absorbée dans le tissu.

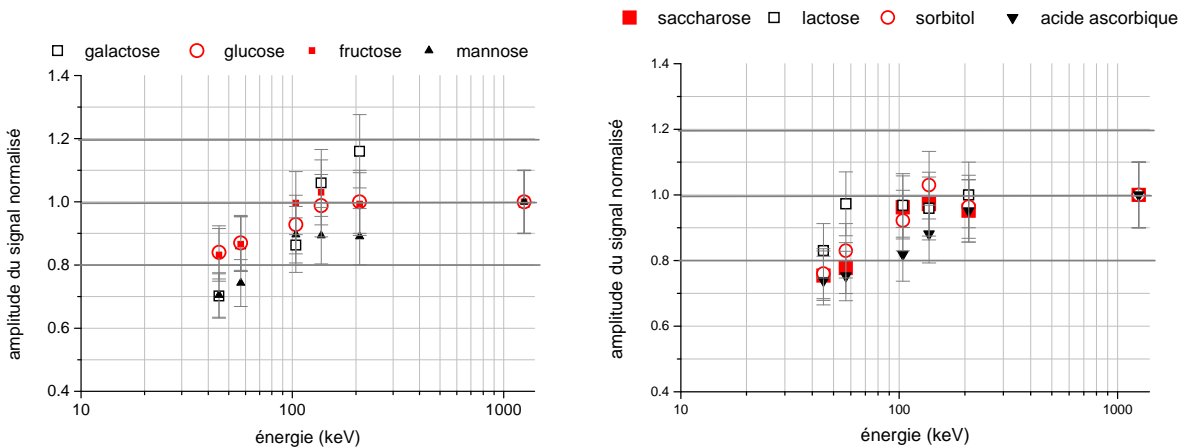


Figure I-48 : Courbe représentative de l'amplitude du signal des sucres normalisée à l'amplitude du signal du sucre à l'énergie 1250 keV pour une même dose absorbée dans le tissu en fonction de l'énergie du rayonnement (écarts types relatifs à 2σ)

Pour une énergie supérieure à 100 keV, la variation de l'amplitude du signal RPE des sucres en fonction de l'énergie représente au maximum 10% de l'amplitude du signal RPE du sucre irradié au Cobalt-60 à l'exception de celle du galactose et de l'acide ascorbique qui représente respectivement au maximum 14% et 18%. Pour des énergies inférieures à 100 keV, on observe une diminution de l'amplitude du signal RPE par rapport à celle du sucre irradié au Cobalt-60 qui varie de 16% à 30% selon le type de sucre.

Nakajima qui avait étudié la réponse en fonction de l'énergie photonique du saccharose amorphe avait observé dans l'intervalle 37-1250 keV une variation de signal de $\pm 20\%$ de l'amplitude du signal par rapport à celle du sucre irradié au Cobalt-60 [Nakajima, 1988]. Nous avons trouvé une diminution de $24,5\% \pm 2,5\%$ sur la réponse du saccharose irradié à 47 keV et 1250 keV.

Cette diminution de la 'sensibilité' lorsque l'énergie des photons décroît peut s'expliquer par la nature des interactions entre la matière et les photons dont les principaux mécanismes d'interaction sont l'effet photo-électrique, l'effet Compton et la création de paire. La conséquence de ces trois mécanismes est l'atténuation des photons dans la matière dont les coefficients massiques d'atténuation sont de la forme suivante :

$$\frac{\mu_{\text{photoelec}}}{\rho} \approx \alpha_1 \cdot \frac{Z^3}{(h\nu)^3} \quad (\text{Eq. 19}),$$

$$\frac{\mu_{\text{Compton}}}{\rho} \approx \alpha_2 \cdot \frac{1}{h\nu} \quad (\text{Eq. 20}),$$

$$\frac{\mu_{\text{paire}}}{\rho} \approx \alpha_3 \cdot Z^2 \cdot \ln\left(\frac{2h\nu}{m_e c^2}\right) \quad (\text{Eq. 21})$$

L'effet photoélectrique a une probabilité qui augmente avec la densité Z du matériau et lorsque l'énergie des photons diminue. Le coefficient massique d'atténuation par effet Compton est indépendant du Z et diminue quand l'énergie des photons augmente. Ce processus est le plus important dans les matériaux de Z faible comme le tissu mou ou les sucres, et pour des énergies comprises entre 100 keV et 10 MeV. La création de paire devient importante pour des Z et des énergies plus élevés. La figure I-49 présente la variation du rapport des coefficients massiques d'absorption de sucres sur ceux du tissu en fonction de l'énergie photonique. Cette figure montre que pour des photons incidents d'énergie supérieure à 100 keV, le coefficient massique d'absorption des sucres est relativement proche de celui du tissu humain. Pour des photons d'énergie inférieure à 100 keV, on observe une diminution du coefficient massique d'absorption des sucres par rapport à celui du tissu qui peut atteindre 18,5% pour les diholosides. Dans ce domaine d'énergie, l'effet photo-électrique est prédominant et la probabilité d'interaction est fonction de Z . L'oxygène est l'élément dont le Z est le plus élevé dans les sucres et le tissu mou

(4 composants [ICRU, 1989]). Sa proportion massique est de 50-55% pour les sucres, tandis qu'elle est de 76,2% pour le tissu mou. Cette différence de teneur en oxygène explique la sous-réponse des sucres par rapport au tissu mou aux faibles énergies que l'on retrouve sur les courbes des figures I-48 et I-49.

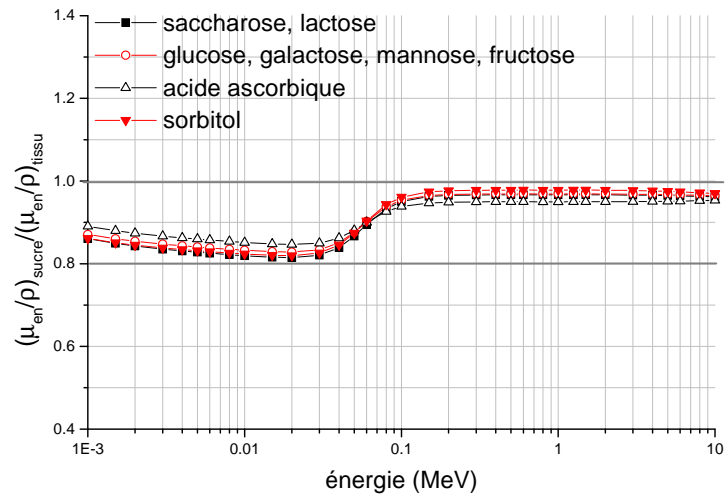


Figure I-49 : Rapport des coefficients massiques d'absorption de sucres sur ceux du tissu en fonction de l'énergie photonique

I.4.3.4 Etude de la sensibilité des sucres aux neutrons

A- Spectres RPE des sucres irradiés en champ mixte (n,γ)

Nous avons comparé le spectre RPE des sucres irradiés en champs mixtes (neutron, photon) pour lesquels la dose due aux neutrons correspond à 50% et 95 % de la dose totale, avec le spectre des sucres irradiés en champ photonique (Cobalt-60).

Aucune différence significative dans la forme du spectre RPE n'a été observée entre les irradiations en champ photonique et neutronique pour les sucres. Ces deux types de rayonnement induisent le même spectre, et par conséquent les mêmes espèces radicalaires. Ainsi les contributions de ces deux types de rayonnements ne peuvent pas être distinguées directement à partir du spectre RPE.

B- Sensibilité des sucres aux neutrons de fission

Nous avons réalisé plusieurs expériences auprès des réacteurs expérimentaux SILENE et CALIBAN afin d'évaluer la sensibilité aux neutrons de fission ($E_{n\text{ moy}} : 0,44$ à $0,71$ MeV selon la configuration d'irradiation et $1,4$ MeV) des sucres. La sensibilité aux neutrons pour chaque sucre a été calculée en utilisant l'équation 18 (voir page 63). Nous avons calculé les coefficients massiques d'absorption des sucres à partir des tables des coefficients massiques d'absorption des éléments de Hubbell [Hubbell, 1982].

Comme le rapport des coefficients massiques d'absorption des sucres sur ceux du tissu est relativement constant dans l'intervalle d'énergie du spectre photonique SILENE calculé à l'aide de MCNP (Figure I-50), les matériaux étudiés peuvent être considérés comme des matériaux équivalents tissu dans cet intervalle d'énergie. De plus, 93% des photons émis ont une énergie supérieure à 100 keV. Le rapport entre la sensibilité RPE des matériaux aux photons dans le champ mixte (n,γ) et la sensibilité aux photons du Cobalt-60, h, est donc considérée comme étant égale à 1. Les résultats concernant la sensibilité aux neutrons, k, obtenus en utilisant l'équation 18 sont donnés dans le tableau I-12.

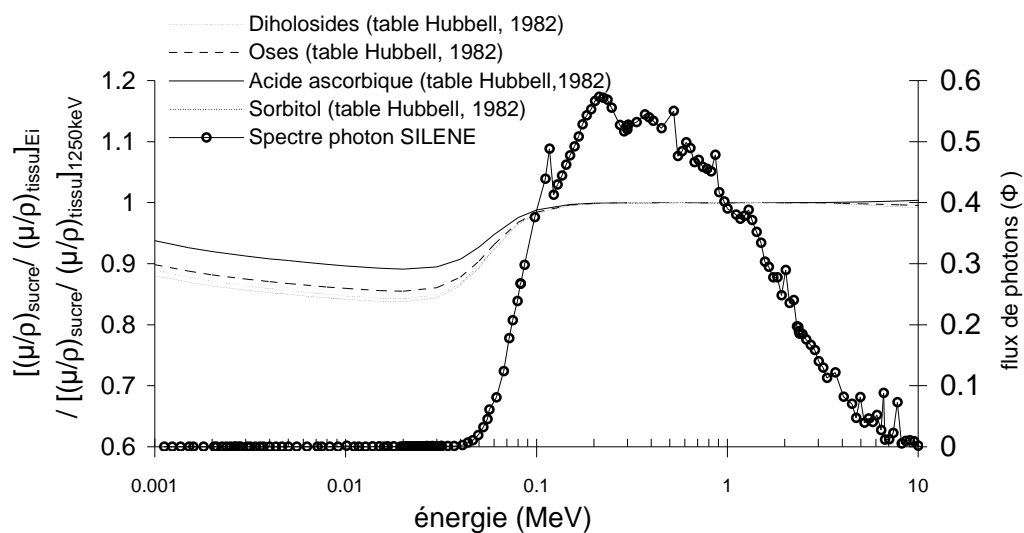


Figure I-50 : Rapport entre les coefficients massiques d'absorption des sucres et ceux du tissu en fonction de l'énergie photonique, et spectre photonique de SILENE calculé à l'aide du code MCNP

Tableau I-12 : Sensibilité relative aux neutrons de chaque sucre irradié à une distance du cœur de 3 et 4 m dans les trois expériences avec le réacteur à nu (Nu) et sous plomb (Pb) (voir p.63) (les incertitudes sont données à 1σ)

Matériau	k : sensibilité relative aux neutrons					
	4 mètres			3 mètres		
	exp 1 Nu	exp 2 Pb	exp3 Nu	exp 1 Nu	exp 2 Pb	exp 3 Nu
$E_{moyenne}$	0,64 MeV	0,44 MeV	0,64 MeV	0,73 MeV	0,51 MeV	0,73 MeV
glucose	$0,33 \pm 0,09$	$0,31 \pm 0,09$	$0,38 \pm 0,15$	$0,43 \pm 0,10$	$0,29 \pm 0,05$	$0,38 \pm 0,12$
fructose	Non exposé	Non exposé	$0,32 \pm 0,14$	Non exposé	Non exposé	$0,24 \pm 0,10$
mannose	$0,49 \pm 0,19$	$0,37 \pm 0,06$	Non exposé	$0,42 \pm 0,14$	$0,45 \pm 0,14$	Non exposé
galactose	$0,39 \pm 0,13$	$0,44 \pm 0,13$	$0,44 \pm 0,15$	$0,34 \pm 0,10$	$0,35 \pm 0,10$	$0,28 \pm 0,13$
Acide						
ascorbique	$0,12 \pm 0,13$	$0,11 \pm 0,12$	$0,13 \pm 0,14$	$0,11 \pm 0,10$	$0,13 \pm 0,08$	Non exposé
sorbitol	$0,39 \pm 0,12$	$0,37 \pm 0,09$	$0,42 \pm 0,15$	$0,32 \pm 0,10$	$0,37 \pm 0,06$	Non exposé
lactose	Non exposé	Non exposé	$0,48 \pm 0,1$	Non exposé	Non exposé	$0,35 \pm 0,09$
saccharose	$0,36 \pm 0,14$	$0,39 \pm 0,13$	$0,38 \pm 0,17$	$0,32 \pm 0,12$	$0,31 \pm 0,08$	$0,29 \pm 0,16$

Le tableau I-12 indique que la valeur de la sensibilité relative aux neutrons des sucres ne présente pas de différence notable pour des énergies moyennes, calculées à partir des spectres modélisés par MC, comprises entre 0,44 et 0,73 MeV. Ce tableau montre que l'acide ascorbique présente la plus faible valeur moyenne de la sensibilité relative aux neutrons avec 0,12, pour les autres sucres elle est comprise entre 0,28 et 0,43.

La valeur que nous avons obtenue pour le saccharose est légèrement plus faible que celle trouvée dans la littérature. D'Errico et al. en ont déterminé une sensibilité aux neutrons de fission de SILENE (échantillons placés à 4 mètres du centre du réacteur) de 0,5 [D'Errico et al., 1996]. En tenant compte des incertitudes, ces valeurs sont néanmoins en bon accord. Shiraishi et al ont étudié la sensibilité aux neutrons du saccharose irradié par une source de Californium-252 ($E_{n\ moy}=1$ MeV) et ont déterminé une sensibilité de 0,35 [Shiraishi et al. 2002b]. Cette valeur est proche de celle que nous avons obtenue pour des neutrons de fission ($E_{n\ moy}$ comprises entre 0,44 et 0,73 MeV). Quant au mannose, la sensibilité aux neutrons de fission de SILENE avait été estimée à $0,45 \pm 0,10$ [Trompier et al., 2004], valeur en accord avec celle que nous avons obtenue.

La sensibilité des sucres aux neutrons rapides d'énergie moyenne comprise entre 0,44 et 0,73 MeV est considérée comme étant assez importante, à l'exception de celle de l'acide ascorbique, pour l'utilisation en dosimétrie des neutrons.

La différence de sensibilité aux neutrons par rapport aux photons du Cobalt-60 des sucres relativement au tissu peut s'expliquer d'une part par un facteur de kerma neutron pour le sucre plus faible (de 44% pour l'acide ascorbique à 33% pour le sorbitol) par rapport à celui du tissu mou dans l'intervalle énergétique étudié, et d'autre part par des processus d'interaction dans la matière différents ainsi que par une différence de transfert linéique d'énergie (TEL) entre les neutrons et les photons du Cobalt-60.

Nous avons déterminé la sensibilité des sucres aux neutrons rapides d'énergie moyenne comprise entre 0,44 et 0,73 MeV. Les sucres ont également été irradiés aux neutrons d'énergie moyenne de 1,4 MeV, auprès du réacteur solide CALIBAN. Leur sensibilité est proche de celle obtenue lors de l'expérience auprès du réacteur SILENE pour des neutrons d'énergie moyenne comprise entre 0,44 et 0,73 MeV selon la configuration d'irradiation. Le tableau I-13 regroupe la sensibilité relative aux neutrons des sucres irradiés à SILENE et à CALIBAN. La valeur de la sensibilité relative aux neutrons des sucres obtenue à partir de l'expérience réalisée auprès du réacteur CALIBAN est légèrement plus faible que celle obtenue à partir de l'expérience réalisée auprès du réacteur SILENE. Cependant, compte tenu des incertitudes, cette différence peut être considérée comme peu significative.

Tableau I-13 : Sensibilité relative des sucres aux neutrons d'énergie comprise entre 0,44 MeV et 1,4 MeV

	acide ascorbique	fructose	galactose	glucose	lactose	mannose	sorbitol	sucrose
K_{CALIBAN}	$0,09 \pm 0,07$	$0,28 \pm 0,11$	$0,25 \pm 0,10$	$0,26 \pm 0,10$	$0,31 \pm 0,12$	$0,37 \pm 0,13$	$0,28 \pm 0,11$	$0,38 \pm 0,13$
K_{SILENE}	$0,12 \pm 0,11$	$0,28 \pm 0,12$	$0,37 \pm 0,12$	$0,35 \pm 0,10$	$0,41 \pm 0,10$	$0,43 \pm 0,13$	$0,37 \pm 0,10$	$0,34 \pm 0,13$

Nous avons déterminé la sensibilité aux neutrons de fissions d'énergie moyenne comprise entre 0,44 et 1,40 MeV par rapport à la sensibilité des photons du Cobalt-60. Dans l'intervalle 0,44-1,20 MeV nous avons déterminé une sensibilité aux neutrons d'environ 30 à 40% de celle aux photons du Cobalt-60, à l'exception de la sensibilité aux neutrons de l'acide ascorbique qui n'est que de 10%. L'étude de la variation du facteur de kerma en fonction de l'énergie des neutrons

permet de donner une première explication à la faible sensibilité des sucres aux neutrons par rapport aux photons du Cobalt-60 relativement au tissu. Le tableau I-14 donne la concentration massique des éléments du tissu mou et des sucres.

Tableau I-14 : Composition des sucres et du tissu mou

Matériau	H	C	N	O
oses	6,7	40,0	-	53,3
diholosides	6,4	42,1	-	51,5
acide ascorbique	4,5	40,9	-	54,5
sorbitol	7,7	39,6	-	52,7
tissu mou [ICRU, 1989]	10,1	11,1	2,6	76,2

Dans le domaine des neutrons lents, la réaction $^{14}\text{N}(n,p)^{14}\text{C}$ est importante. Cette réaction correspond à 100% du transfert d'énergie en dessous de 10 eV [NBS, 1957]. Les sucres ne présentant pas d'élément azote, cela limite leur utilisation dans les basses énergies.

Pour des énergies supérieures à 1 keV, les valeurs des rapports du kerma neutron dans les sucres sur celui dans le tissu ne dépendent que de la concentration d'hydrogène. La figure I-51 montre que le rapport des facteurs de kerma neutrons entre les sucres et le tissu est relativement constant dans l'intervalle 0,5 keV – 10 MeV et est environ 0,46 pour l'acide ascorbique, 0,65 pour les holosides et les hexoses et 0,77 pour le sorbitol. Nous aurions pu nous attendre à ces ordres de grandeur pour la sensibilité aux neutrons par rapport à celle des photons du Cobalt-60 par RPE des sucres. Or nous avons trouvé des sensibilités plus faibles. Ceci peut s'expliquer par le fait que l'énergie déposée dans la matière peut être répartie de façon différente suivant la nature du rayonnement.

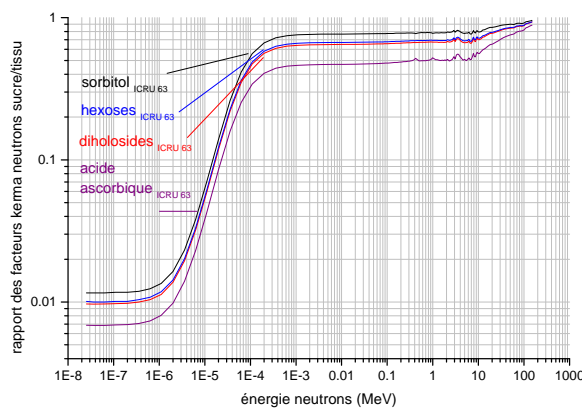


Figure I-51 : Rapport des facteurs de kerma neutrons entre les sucres et le tissu en fonction de l'énergie des neutrons [ICRU, 1977]

Le transfert d'énergie linéique (TEL) des particules chargées dans un milieu caractérise la quantité d'énergie perdue dans le milieu par unité de longueur (unité : keV.µm⁻¹). Le rayonnement photonique est dit rayonnement de faible TEL et celui des neutrons est dit de haut TEL. Le nombre d'ionisations créées dans la zone traversée est d'autant plus grand que la perte d'énergie est plus importante. Les neutrons rapides réagissent principalement par collision élastique avec les noyaux d'hydrogène présents dans les sucres entraînant l'éjection d'un proton. Ce dernier, de TEL plus élevé que les photons, produit des radicaux libres très proches les uns des autres pouvant amener à des recombinaisons de radicaux libres, entraînant un rendement radiolytique plus faible.

C- Relation dose neutron – signal

Lors de l'expérience SILENE, nous avons trouvé la même sensibilité relative aux neutrons des sucres qui ont reçu une dose en terme de kerma neutron dans le tissu variant de 1,6 à 5 Gy. Cela nous permet de dire que dans cet intervalle de dose, la courbe représentant la variation entre l'amplitude du signal RPE des sucres et la dose est linéaire. Ce résultat n'est pas étonnant, car nous avons observé que les radicaux libres créés par les photons et les neutrons sont identiques (même spectre RPE), seule la sensibilité aux neutrons est plus faible par rapport à celle des photons. Le manque de dispositifs disponibles d'irradiation produisant un champ neutronique monoénergétique ne nous a pas permis de dresser une courbe d'étalonnage en fonction de la dose due aux neutrons dans une large gamme de dose. Shiraishi et al. [Shiraishi et al., 2002b] ont tracé la courbe d'étalonnage de saccharose irradié par des neutrons émis par une source de Californium-252 ($E_{n \text{ moy}} = 1 \text{ MeV}$) dans un intervalle de dose [0,5 ; 20] Gy. Ils ont observé une linéarité entre l'amplitude du signal RPE et la dose dans cet intervalle d'étude.

I.4.3.5 Influence du transfert linéique d'énergie (TEL) sur le comportement de saturation

Nous avons vu dans le paragraphe précédent qu'à partir d'un spectre RPE de sucre irradié en champ mixte (n,γ) il n'est pas a priori possible de distinguer la dose due aux neutrons de la dose due aux photons. Ogawa et al. ont rencontré le même problème lors d'étude de matériaux organiques [Ogawa et al., 1980]. Cependant ils ont remarqué un comportement de saturation différent lors de l'étude de l'amplitude en fonction de la puissance de la micro-onde.

Nous avons donc fait une étude de l'amplitude du signal RPE des sucres irradiés en champ mixte (n,γ) en fonction de la puissance de la micro-onde. Nous avons étudié le comportement en saturation en fonction de la puissance pour le saccharose et le sorbitol irradiés par des photons à deux doses 10 et 50 Gy, en champ mixte (n,γ) avec une contribution neutronique en dose de 50 et 95% par rapport à la dose totale.

Le tableau I-15 présente la puissance de saturation pour les deux matériaux selon différentes contributions neutroniques (0%, 50%, 95%). On remarque que la puissance de saturation ne varie pas en fonction de la dose et qu'elle augmente en fonction du TEL du rayonnement. En effet pour le sorbitol, la puissance de saturation varie de 1,4 mW pour les photons à 1,6 -1,8 mW pour les neutrons et pour le saccharose la puissance de saturation varie de 0,7 (photons) à 1,0 mW (neutrons).

Cette plus grande résistance à la saturation des échantillons irradiés par un champ de neutrons (haut TEL) peut être attribuée au temps de relaxation spin-réseau t_1 . D'après Ciesleski et Wielopolski [Ciesielski and Wielopolski, 1997], des déformations possibles dans le réseau cristallin, dans le voisinage des traces des particules de haut TEL peuvent conduire à un échange d'énergie plus important entre le système de spins et le réseau, entraînant une diminution de t_1 . La plus faible concentration locale de radicaux libres que nous avons observée dans les sucres irradiés par des neutrons peut s'expliquer par une recombinaison plus importante de radicaux libres et par une destruction de pièges dans le voisinage des traces des particules.

Tableau I-15 : Puissance de saturation du sorbitol et du saccharose pour un rayonnement neutronique et photonique

% dose due aux neutrons	Dose totale (Gy)	P _{sat} Sorbitol	P _{sat} Saccharose
0	10	1,44	0,68
	50	1,39	0,67
	84	1,6	0,98
50	24	1,55	1,02
	6	1,61	1,05
95	36	1,81	0,92

I.4.3.6 Résumé

Les sucres étudiés présentent de bonnes propriétés dosimétriques. Ils ont une bonne sensibilité aux photons. Ils sont équivalents aux photons ($\pm 20\%$) et indépendants du débit de dose dans l'intervalle 10^{-2} à $10 \text{ Gy}\cdot\text{min}^{-1}$. Ils ont une sensibilité aux neutrons de l'ordre de 30-40% par rapport à celle aux photons du Cobalt-60 (à l'exception de l'acide ascorbique de sensibilité aux neutrons de l'ordre de 10% par rapport à celle aux photons du Cobalt-60) ce qui est néanmoins suffisant pour la dosimétrie d'accident.

1.4.4 APPLICATION DOSIMETRIQUE SUR DES MEDICAMENTS ET CONFISERIES

L'irradiation des sucres sous forme de poudre à l'état pur génère des ionisations et des excitations responsables de la formation de radicaux libres. Ces sucres ont montré de bonnes propriétés dosimétriques en champs photonique et neutronique. L'objectif de ce paragraphe est de savoir si un produit ayant comme composant l'un des sucres étudiés présente également des propriétés dosimétriques utiles. Si c'est le cas, il est intéressant de savoir si l'on retrouve le spectre du sucre constituant le produit et si la sensibilité des sucres est la même lorsqu'ils sont mélangés à d'autres composés.

La figure I-52 montre les spectres des produits (Acétylcystéine, Paracétamol, Bromazépan, vitamine C, chewing gum, bonbon Ricola[®]) non irradiés et irradiés à 40 Gy à l'aide d'une source de Cobalt-60, lus 16h après l'irradiation à température ambiante, ainsi que le spectre du sucre présent dans le produit à l'état pur. Seul l'acétylcystéine présente un spectre RPE équivalent à celui du saccharose. Ceci peut s'expliquer par le fait que le médicament comporte plus de 90% de saccharose. Nous avons observé dans le spectre du Bromazépan le spectre du lactose ainsi que celui d'un autre composant. Le spectre de la vitamine C diffère de celui de l'acide ascorbique pur. Ce médicament comporte comme excipient principal le mannitol. Le spectre de la vitamine C UPSA[®] semble être l'association des spectres de l'acide ascorbique et du mannitol. Les trois autres produits (médicament, bonbons de sucre cuit et gomme à mâcher) contiennent du sorbitol. Leurs spectres diffèrent de celui du sorbitol pur. Cependant certains pics des trois produits concordent avec ceux du sorbitol pur. Nous avons observé que le spectre de produits irradiés comportant un type de sucre, que nous avons étudié à l'état pur, diffère de celui du sucre pur qui les compose. Ceci s'explique par la présence de plusieurs composants dans le produit qui sont également radiosensibles.

L'objectif est ensuite de savoir, malgré l'influence de plusieurs composants dans le spectre RPE du produit, si celui-ci peut être utilisé en tant que dosimètre dans le cas d'un accident radiologique. La courbe représentant l'amplitude du signal A_{pp} , définie par les flèches (Figure I-52), en fonction de la dose a été tracée pour chaque produit. L'amplitude A_{pp} des produits présente une linéarité en fonction de la dose. Le tableau I-16 illustre les paramètres de la droite qui s'ajuste au mieux aux points expérimentaux.

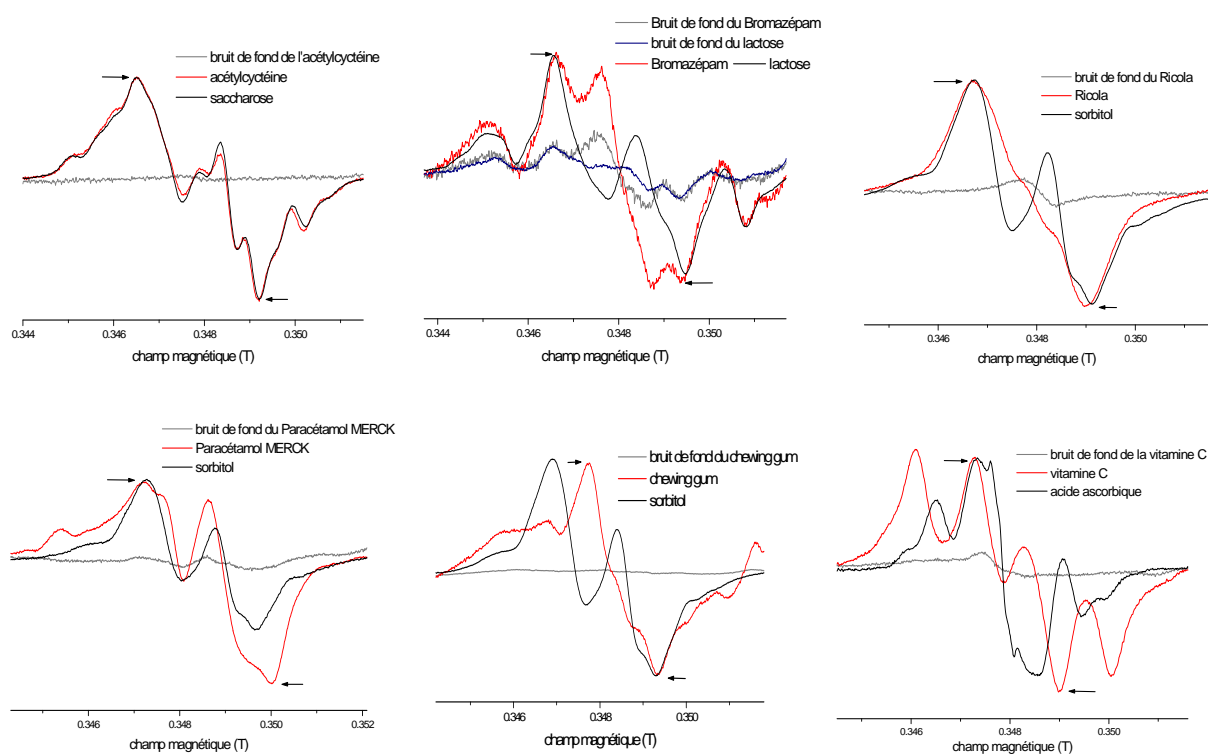


Figure I-52 : Spectres avant irradiation, après irradiation des médicaments et confiseries lus 16h après l'irradiation à température ambiante, ainsi que le spectre du sucre qu'il contient

Tableau I-16 : Paramètres de la fonction mathématique utilisés lors de l'ajustement de la fonction représentative de l'amplitude du signal en fonction de la dose

produit	sucre présent	paramètres calculés $Y=a.D+Y_0$		
		Coefficient directeur $a (.10^{-3}) (u.a.Gy^{-1})$	Ordonnée à l'origine $Y_0 (.10^{-3}) (u.a.)$	r^2
Acétylcysteine	Saccharose	$1,84 \pm 0,02$	$0,93 \pm 0,43$	0,9998
Paracétamol	Sorbitol	$0,81 \pm 0,04$	$0,29 \pm 0,89$	0,9959
Bromazéпам	Lactose	$0,54 \pm 0,01$	$0,23 \pm 0,22$	0,9994
vitamine C	acide ascorbique et maltose	$0,67 \pm 0,05$	$0,47 \pm 1,16$	0,9898
chewing gum	Sorbitol	$0,89 \pm 0,01$	$0,91 \pm 0,22$	0,9998
bonbon Ricola	Sorbitol	$1,63 \pm 0,03$	$0,86 \pm 0,72$	0,9993

En comparant les coefficients directeurs des tableaux I-11 et I-16, on peut remarquer que les produits contenant le sucre sont moins sensibles que les sucres purs.

Cette étude nous a permis de voir que des matériaux composés de plusieurs produits, dont un sucre, ont un signal dosimétrique exploitable. Ce signal peut être la contribution de tous les produits radiosensibles présents dans le matériau.

CONCLUSION

Cette étude avait pour objectif d'analyser par spectrométrie RPE des matériaux prélevés dans l'environnement de la victime dans le cas d'une irradiation pour la dosimétrie d'accident en champ mixte (neutrons, photons).

Avant de caractériser les propriétés dosimétriques des matériaux sélectionnés, à savoir certains sucres, nous avons optimisé les principaux paramètres d'acquisition, soient la puissance de la micro-onde et la modulation d'amplitude du champ magnétique. Les incertitudes sur la mesure liées à la position et à la quantité d'échantillon dans la cavité ont été évaluées. Nous avons étudié l'influence de la lumière et de la température de chauffe sur le spectre des sucres, ainsi que l'évolution du signal en fonction du temps. Les résultats montrent que les sucres sont sensibles à la lumière. Ils doivent donc être stockés à l'obscurité. Nous avons observé une variation de l'amplitude du signal en fonction du temps les premiers jours suivant l'irradiation des sucres (de 7 jours à 90 jours selon le type de sucre), puis une stabilisation du signal. Nous avons observé également que le chauffage accélère les processus de recombinaison des radicaux libres pour l'acide ascorbique, le lactose et le saccharose permettant d'atteindre plus rapidement le signal stable.

La production de neutrons étant accompagnée de photons, nous avons d'abord caractérisé la réponse des sucres aux photons en fonction de la dose, du débit de dose et de l'énergie. Les sucres étant composés d'éléments légers, présentent l'avantage d'être équivalent-tissu par rapport au champ photonique. Les limites de détection des sucres varient de 0,3 à 0,8 Gy selon le type de sucre.

Nous avons ensuite évalué la réponse des sucres aux neutrons d'énergie moyenne comprise entre 0,44 et 1,40 MeV qui est estimée à 30-40% pour les sucres à l'exception de l'acide ascorbique estimée à 10%.

Nous avons analysé le comportement dosimétrique de produits contenant comme substance l'un des sucres étudiés et observé une réponse dosimétrique avec une sensibilité plus faible mais toutefois exploitable que pour le sucre pur.

II. PARTIE 2 : Détermination de facteurs de passage entre la dose estimée en certains points du corps par la mesure RPE et la dose aux organes et/ou au corps entier pour certaines configurations d'irradiation, et élaboration de la base de données DIOMEDE

II.1 Introduction	105
II.2 Généralités sur les outils numériques nécessaires à la reconstitution dosimétrique d'accident	106
II.2.1 La méthode de Monte Carlo	106
II.2.2 Les codes de calcul Monte Carlo	110
II.2.3 Les fantômes anthropomorphes numériques	112
II.3 Justification du choix du code de calcul, des configurations d'irradiation et de la géométrie associée	114
II.3.1 Introduction	114
II.3.2 Choix du code de calcul	114
II.3.3 Choix du fantôme	115
II.3.4 Choix des points potentiellement mesurables par la technique RPE	115
II.3.5 Choix des configurations d'irradiation	116
II.4 Matériels et méthodes	118
II.4.1 Code de simulation MCNP	118
II.4.2 La géométrie	118
II.4.3 Les modes d'exposition	123
II.4.4 Choix du tally MCNP et nombre d'histoires simulées	126
II.4.5 Détermination des rapports entre la dose en un point mesurable par RPE et la dose à l'organe et au corps entier	126
II.5 Résultats	127
II.5.1 Données	127
II.5.2 La base de données DIOMEDE	133
II.6 Conclusion	137

II.1 INTRODUCTION

La première partie de ce mémoire a montré l'intérêt de la spectrométrie par RPE dans la détermination de la dose reçue par des matériaux irradiés au cours d'accidents ou d'incidents radiologiques, tels que des échantillons de dent, d'os ou de sucre. La dosimétrie d'accident peut par ailleurs être réalisée grâce à l'utilisation de techniques de calcul basées sur des fantômes anthropomorphes associés à un code Monte Carlo. Cette technique, à elle seule, ne permet d'estimer bien souvent qu'une dose ou une distribution de dose par unité de temps dans le corps ou dans un organe car l'information sur la durée d'exposition est la plupart du temps mal connue. L'association de la RPE et des techniques numériques, quand cela est possible, permet de déterminer la dose aux organes et au corps entier de la victime, les mesures RPE permettant de normaliser les calculs.

Si une première estimation de la dose obtenue par RPE sur des échantillons peut être réalisée en quelques heures, le temps nécessaire à une reconstitution dosimétrique numérique, qui doit prendre en compte une configuration souvent complexe, peut être beaucoup plus long. Aussi, afin de disposer d'un outil permettant de fournir une première estimation rapide de la dose reçue par une victime à partir de mesures réalisées sur des échantillons biologiques ou non par RPE, la seconde partie de ce travail de thèse a consisté à mettre en place une base de données développée à partir de simulations numériques permettant de définir des facteurs de passage entre la dose en certains points estimée par la mesure RPE (sucres, dents, os) et la dose aux organes et/ou au corps entier pour certaines configurations d'irradiation.

Dans un premier temps nous présenterons les outils numériques nécessaires à la reconstitution dosimétrique d'accidents à savoir les codes de calcul Monte Carlo et les fantômes anthropomorphes numériques, puis nous détaillerons les configurations choisies pour construire la base de données. Nous décrirons ensuite le matériel et la méthode utilisés pour déterminer les facteurs de passage. Enfin nous présenterons la base de données et discuterons des résultats.

II.2 GENERALITES SUR LES OUTILS NUMERIQUES NECESSAIRES A LA RECONSTITUTION DOSIMETRIQUE D'ACCIDENT

II.2.1 LA METHODE DE MONTE CARLO

La méthode de Monte Carlo (MC) est un mode de résolution de problèmes complexes à l'aide d'un procédé statistique. La première expérience s'apparentant à la méthode de MC concerne l'aiguille de Buffon en 1777 [Buffon, 1777] qui permet d'obtenir, à partir d'un grand nombre d'expériences répétées, une valeur numérique approchée du nombre π .

Cette méthode connut un fort développement au cours de la deuxième guerre mondiale lors de l'étude de la diffusion de neutrons dans un matériau fissile par von Neumann, Ulam et Metropolis pour le projet Manhattan. C'est à cette époque qu'elle fut baptisée 'Monte Carlo' par von Neumann par référence au caractère aléatoire de la roulette des casinos. Aujourd'hui la méthode de MC est utilisée en mathématiques, en physique, mais également en biologie ou en économie.

II.2.1.1 Principe de la méthode

La méthode de MC est employée pour résoudre, par un 'artifice' statistique, des problèmes complexes pour lesquels les approches traditionnelles s'avèrent inadaptées. Cette méthode est particulièrement bien adaptée à l'approche microscopique ou élémentaire d'un phénomène.

Pour utiliser une méthode de MC, le problème doit être associé à un équivalent stochastique, c'est-à-dire reformulé en termes de probabilités. Le problème se simplifie alors considérablement puisqu'il suffit d'utiliser des nombres aléatoires équidistribués, issus d'un générateur, afin d'échantillonner les lois de probabilité décrivant les divers processus stochastiques considérés. Un nombre suffisant de tirages permet d'obtenir une incertitude statistique associée aux valeurs moyennes des grandeurs d'intérêt satisfaisante.

A- Générateurs de nombres aléatoires

Dans la mesure où une série de nombres aléatoires est toujours périodique, on parle de générateurs de nombres "pseudo-aléatoires".

L'une des premières méthodes pour générer de tels nombres intitulée méthode du carré médian a été suggérée par John von Neumann vers 1946 [von Neumann, 1951]. Elle n'est actuellement plus employée. L'un des algorithmes les plus utilisés à l'heure actuelle est basé sur la congruence linéaire et a été mis au point en 1948 par D.H. Lehmer [Lehmer, 1949]. Le générateur suivant basé sur la congruence multiplicative linéaire engendre des nombres pseudo-aléatoires à distribution uniforme dans l'intervalle $[0 ; m]$:

$$X_{n+1} = aX_n + b \pmod{m} \text{ avec } a \text{ et } b \text{ des entiers} \quad (\text{Eq. 22})$$

La fonction de densité de probabilité de cette variable s'écrit : $g(x) = 1/m$, $x \in [0 ; m]$. L'intervalle $[0 ; m]$ est généralement ramené à un intervalle unitaire $[0 ; 1]$.

La qualité des générateurs conditionne les performances des méthodes de simulation dans lesquelles ils sont impliqués. Par conséquent, des tests statistiques (test de χ^2 , test de lacune, test sériel, etc.) sont utilisés pour vérifier la qualité d'un générateur de nombres aléatoires.

B- Méthodes d'échantillonnage

La méthode de MC consiste à échantillonner les lois de probabilité décrivant un processus stochastique en utilisant des nombres aléatoires.

Les méthodes d'échantillonnage aléatoire permettent de générer à partir d'un échantillonnage de nombres pseudo-aléatoires dont la fonction de densité de probabilité g est uniforme, une distribution de nombres pseudo-aléatoires respectant la fonction g . Deux méthodes sont possibles : la méthode directe ou la méthode du rejet.

La méthode directe permet d'échantillonner des nombres pseudo-aléatoires Y de fonction de densité de probabilité f à partir d'un échantillonnage de nombres pseudo-aléatoires X distribués uniformément, en utilisant l'inverse F^{-1} de la fonction de répartition associée à f (figure II-1).

Soient les fonctions de densité de probabilité $f(Y)$ et $g(X)$: $F(Y) = \int_0^1 f(Y) dY = 1$ (Eq. 23) et $g(X) = 1$ (Eq. 24) fonction uniforme dans l'intervalle $[0 ; 1]$, la fonction de densité de probabilité $f(Y)$ est déterminée à partir de la loi de changement de variable : $f(Y).dY = g(X).dX$ (Eq. 25).

D'après les équations 22, 23 et 24, on peut écrire : $X=F(Y)$. La transformation désirée qui permet de passer d'un échantillonnage uniforme à un échantillonnage distribué selon la fonction $f(Y)$ s'écrit :

$$Y=F^{-1}(X) \quad (\text{Eq. 26})$$

Il est important de noter que cette méthode est applicable seulement si la fonction de densité de probabilité $f(Y)$ est intégrable et sa fonction de répartition $F(Y)$ est inversible.

Dans le cas contraire, il faut trouver d'autres méthodes d'échantillonnage, comme l'échantillonnage par rejet.

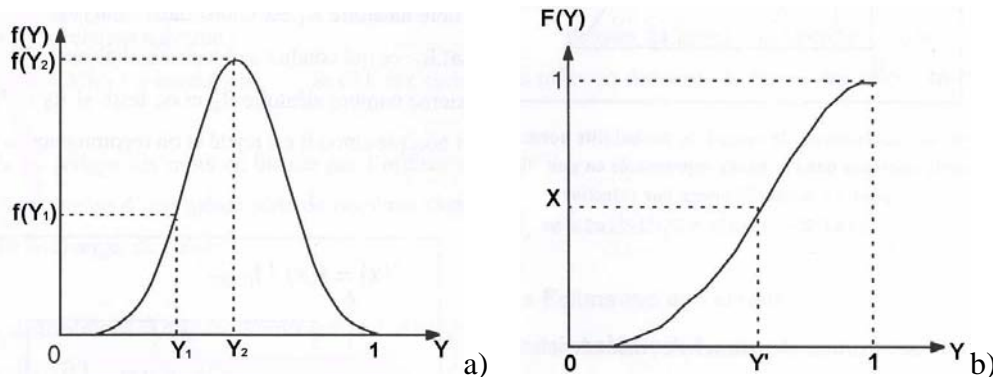


Figure II-1 : Fonction de densité de probabilité $f(Y)$ de la variable aléatoire Y (a) et densité de probabilité cumulée $F(Y)$ (b).

La méthode du rejet qui consiste à échantillonner des nombres aléatoires selon une fonction de densité de probabilité $f(X)$ bornée sur l'intervalle $[a ; b]$ procède de la manière suivante :

Soit f_{\max} la valeur maximale de $f(X)$ dans l'intervalle $[a ; b]$, on génère deux nombres aléatoires X_1 et X_2 uniformes sur $[0 ; 1]$. On écrit $X'=a+X_1(b-a)$. Si $X_2 < [f(X')/f_{\max}]$ alors X' est accepté comme échantillon de $f(X)$, sinon les nombres aléatoires X_1 et X_2 sont rejetés et le processus est répété. L'efficacité de cette méthode est le rapport de l'aire sous la courbe $f(Y)$ sur l'aire du rectangle englobant : $1/[(b-a).f_{\max}]$ (figure II-2).

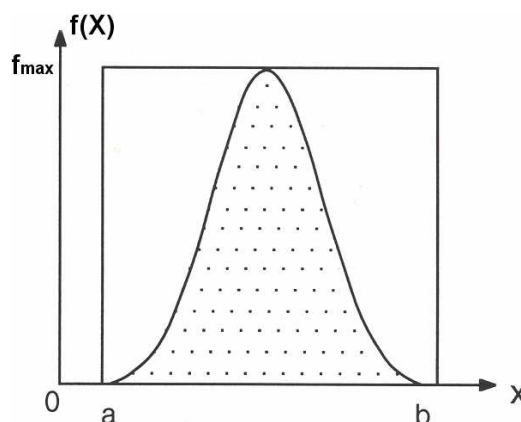


Figure II-2 : fonction de densité de probabilité $f(X)$ de la variable aléatoire X

C- Précisions de l'estimation

L'efficacité de la technique de MC est donnée par le théorème central limite (TCL) et la loi des grands nombres.

Le théorème central limite donne une estimation très précise de l'erreur que l'on commet en approchant l'espérance mathématique par la moyenne arithmétique.

Soit $X_n, n \in \mathbf{N}^*$, une suite de variables aléatoires indépendantes de même loi, d'espérance $E(X)$ et d'écart-type σ . Posons : $\forall n \in \mathbf{N}^*, \bar{X}_n = (X_1 + \dots + X_n)/n$ et $Y_n = (\sqrt{n}/\sigma) \cdot (\bar{X}_n - E(X))$. La loi Y_n

converge vers la loi normale $N(0,1)$ c'est-à-dire que $\forall a < b : \lim_{n \rightarrow +\infty} P(a < Y_n < b) = \int_a^b \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2}{2}} dx$

L'erreur statistique d'un calcul réalisé à partir d'une technique MC est présentée en donnant l'écart type σ/\sqrt{n} .

Il est donc important de connaître la variance σ de la variable aléatoire.

La loi des grands nombres, due à Kolmogorov, est un résultat fondamental en probabilités. Elle impose une limite théorique aux méthodes Monte Carlo.

Soit $(X_n)_{n \geq 1}$ une suite de variables aléatoires indépendantes et de même loi, on suppose que $(X_n)_{n \geq 1}$ est intégrable et on note $E(X)$ son espérance. Si $S_n = X_1 + X_2 + \dots + X_n$, alors on a $S_n/n \rightarrow E(X)$.

II.2.1.2 La méthode MC appliquée au transport de particules

Dans le cas du transport des particules, le problème analytique est défini par les équations de Boltzmann mais, le transport des particules étant par nature stochastique, il est aisé de lui trouver un équivalent exploitable : chaque "histoire" correspond au suivi de la cascade de particules engendrée par chaque particule primaire. Les variables aléatoires sont les paramètres d'interaction (nature de l'interaction, type de particule créée, transfert d'énergie, etc.). Les distributions de probabilité correspondent aux différentes sections efficaces d'interaction. Le critère d'arrêt est, dans le cas le plus général, une énergie seuil dite "énergie de coupure".

II.2.2 LES CODES DE CALCUL MONTE CARLO

De nombreux codes de calcul MC permettent de simuler l'évolution de particules dans la matière. Il est important de connaître les capacités et les limites de chaque code afin d'évaluer le code qui convient le mieux à une application donnée. Des codes de transport se sont spécialisés dans le transport des photons et des électrons (EGS, Penelope, ITS). **EGS** (Electron Gamma Shower) [Nelson and Rogers, 1988], est un code de transport de particules (électron, positon, photon). L'intervalle d'énergie cinétique des particules varie de quelques dizaines de keV à quelques centaines de GeV. Le code **PENELOPE** (PENetration and Energy Loss of Positons and Electrons) simule le transport des photons, des électrons et des positons dans la gamme d'énergie 100 eV à 1 GeV [Salvat et al., 2003]. Le code **ITS** [Halbleib and Mehlorn, 1984] (Integrated TIGER Series) est un code de transport MC de photons et d'électrons dans la gamme d'énergie 1 keV à 1 GeV.

Les codes **GEANT** et **FLUKA**, développés au CERN, assurent le transport de particules (électromagnétiques et hadroniques) dans le domaine des hautes énergies. Le code **GEANT** (GEometry ANd Tracking) est un code MC largement utilisé pour la simulation des interactions et cascades hadroniques et électromagnétiques. La première version de **GEANT** date de 1974 [Brun, 1978]. Le code **FLUKA** (FLUktuierende KAskade) est un code MC d'interaction et de transport de particules capable de traiter des cascades induites par des particules de hautes énergies (électromagnétiques et hadroniques des neutrons thermiques aux hautes énergies 10000 TeV) [Fasso, 1993]. Il contient des modèles détaillés des interactions électromagnétiques hadron-hadron, noyau-hadron couvrant un intervalle d'énergie large allant du MeV au TeV [Battistoni 2002].

Le code **MORET**, développé depuis 1970 par le Service d'Etudes de Criticité de l'IRSN, est un code à 3 dimensions dédié aux calculs de criticité. Ce code a été développé pour résoudre l'équation de Boltzmann par la méthode MC en utilisant les sections efficaces multigroupes. Il permet de calculer le facteur de multiplication (k_{eff}) de configurations quelconques, plus ou moins complexes à 3 dimensions ainsi que le taux de réaction dans les différents volumes de la géométrie [Miss et al., 2000].

Les principaux codes assurant le transport de neutrons sont **MCNP**, **MORSE** et **TRIPOLI**.

Le code **MCNP** (Monte Carlo Neutron Particle) [Briesmeister, 1997] est l'un des codes de calcul les plus utilisés. Ses domaines d'applications divers et variés vont de la radioprotection à la simulation de cœurs de réacteurs. Ce code présente l'avantage d'être très documenté et fait l'objet de mises à jour régulières. Ce code, conçu dans un premier temps pour les calculs impliquant uniquement des neutrons, s'est généralisé par la suite au transport des photons et des électrons dans un intervalle d'énergie large. Cet intervalle d'énergie est compris pour les neutrons entre 10^{-11} et 20 MeV pour la plupart des isotopes et jusqu'à 150 MeV pour les versions MCNPX et MCNP5, tandis que pour les photons il est compris entre 1 keV et 100 GeV, et pour les électrons entre 1 keV et 1 GeV.

Le code Monte Carlo **MORSE** (Multigroup Oak Ridge Stockastic Experiment) [Emmett, 1975] est un code de transport 3D multi-groupe de neutrons et de photons développé au Oak Ridge National Laboratory (ORNL). Ce code a été utilisé depuis une trentaine d'années et a subi de nombreuses modifications. L'une des plus importantes a été l'ajout d'un module de géométrie fondé sur la géométrie combinatoire [Emmett, 1985].

Le code **TRIPOLI** (TRIdimensional POLykinetic) est un code de calcul de transport de particules (neutrons et gamma) tridimensionnel et polycinétique fondé sur la méthode MC. Il a pour but de traiter les problèmes de protection et de neutronique. Ce code a été développé par la Direction de l'Energie Nucléaire du CEA [Both 1994].

II.2.3 LES FANTOMES ANTHROPOMORPHES NUMERIQUES

Les fantômes anthropomorphes numériques sont utilisés depuis les années 1970 pour les calculs dosimétriques. A l'heure actuelle, deux catégories de fantômes anthropomorphes numériques existent : les fantômes mathématiques et les fantômes voxélisés (Figure II-3). [Lemosquet, 2003]

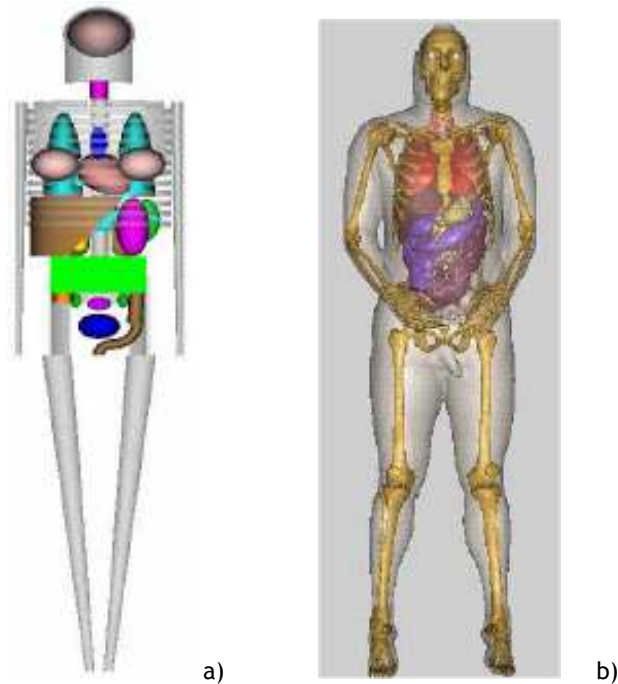


Figure II-3: Fantômes anthropomorphes numériques a) mathématique (fantôme modélisant un homme adulte standard [Cristy and Eckerman, 1987] et b) voxélisé (fantôme VIP-Man [Xu et al., 2000])

II.2.3.1 Les fantômes mathématiques

Pendant une vingtaine d'années, des modèles dits « mathématiques », ont permis d'avoir un bon aperçu de la distribution de dose dans les organes. A partir de 1967, Snyder et Fischer commencent à développer le modèle analytique d'un adulte en trois dimensions à partir des caractéristiques biométriques de l'homme adulte de référence décrit dans la publication 23 de la CIPR [ICRP, 1975] dans le cadre des activités du comité du MIRD (Medical Internal Radiation Dose committee) [Fischer and Snyder, 1967 ; Snyder et al., 1969]. A partir de ces travaux, Cristy et Eckerman ont contribué au développement de modèles mathématiques au sein du Oak Ridge National Laboratory (ORNL) dès le début des années 1980 [Cristy, 1980 ; Cristy, 1987] et ont créé une série de fantômes pédiatriques. En 1982, les travaux de Kramer, basés sur l'amélioration

des fantômes de Cristy et Eckerman, ont permis de différencier les modèles mathématiques de l'homme (nommé Adam) et de la femme (nommée Eve) [Kramer, 1982]. Des améliorations ont été apportées à ces modèles mathématiques notamment en 1999 avec la modification du modèle de tête [Bouchet, 1999]. Bouchet et al. ont modifié le modèle de tête présenté dans le pamphlet MIRD n°5 et y ont inclus 11 régions anatomiques (Figure II-4).

Un modèle mathématique composé d'éléments de formes simplifiées est destiné à représenter une population globale. De tels modèles sont utilisés dans divers domaines, notamment en dosimétrie d'accident pour la simulation d'expositions aux rayonnements ionisants afin d'évaluer la distribution de la dose dans le corps, en dosimétrie clinique, en radioprotection, etc.

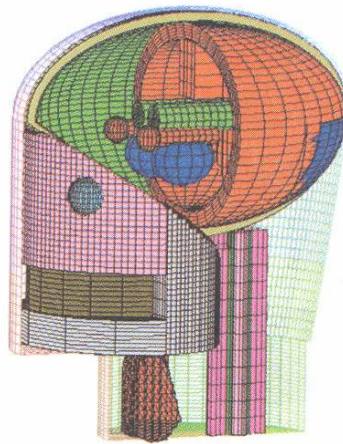


Figure II-4 : Modèle de tête modifiée et ses 11 régions anatomiques [Bouchet et al., 1999]

II.2.3.2 Les fantômes voxélisés

Les avancées en matière d'imagerie médicale ont rendu possible l'utilisation de données anatomiques précises. La discrétisation en éléments de volume de petites dimensions des données anatomiques a permis le développement de fantômes voxélisés. Ces fantômes voxélisés introduits par Gibbs et al. [Gibbs et al., 1984] offrent une description plus réaliste de l'anatomie humaine que le modèle mathématique. Cependant ils représentent un individu donné et non plus une population globale. Pour pallier en partie à cet inconvénient, une bibliothèque de fantômes est actuellement développée au GSF (Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit) afin de couvrir la population en terme de taille, de sexe, d'âge, de masse corporelle, etc. [Zankl et al., 1998 ; Veit et al., 1989]. Les fantômes voxelisés du GSF ont été construits à l'origine afin d'être utilisés pour le calcul de transport de particules en dosimétrie clinique et pour des expositions professionnelles à partir de sources internes ou externes.

II.3 JUSTIFICATION DU CHOIX DU CODE DE CALCUL, DES CONFIGURATIONS D'IRRADIATION ET DE LA GEOMETRIE ASSOCIEE

II.3.1 INTRODUCTION

Un outil, basé sur l'association d'un fantôme anthropomorphe mathématique standard et du code de calcul Monte Carlo MCNP, a été développé afin de déterminer, pour certaines configurations d'irradiation type, la dose aux organes et au corps entier à partir de la dose mesurée par RPE sur certains éléments recueillis au niveau de la victime au moyen de coefficients de passage.

II.3.2 CHOIX DU CODE DE CALCUL

Le code MCNP est le code retenu pour notre étude. En effet, il permet de simuler le transport de photons et de neutrons dans un intervalle d'énergie large et continue, prenant en compte les faibles énergies.

Un fichier d'entrée réunit les informations nécessaires au code. Il contient les paramètres liés à la géométrie du système physique, la définition des matériaux (densité volumique, proportion massique, librairie des sections efficaces d'interaction), les paramètres de la source et la réponse désirée appelée 'tally' dans le code MCNP.

La géométrie est construite à partir de cellules. Ces cellules sont formées à l'aide de combinaisons de surfaces ou de volumes (macrobodyes) obtenues à partir de trois opérateurs booléens (l'intersection, l'union et le complément). La cellule est définie par sa géométrie, la matière la constituant ainsi que sa densité. La matière constituant la cellule est définie par les éléments qui la composent, eux-mêmes décrits par leur numéro atomique, leur masse atomique et la librairie des sections efficaces. La source de rayonnements, décrite par la carte SDEF, est définie par plusieurs paramètres dont les principaux sont l'énergie, le type de particule qu'elle émet, et sa position.

Le tableau II-1 présente les différents 'tallies' dans le code MCNP en fonction du résultat que l'on souhaite obtenir.

Tableau II-1 : Description des différents 'tallies' [ORNL, 2001]

Tally F _n	Description	Unité F _n
F1	Courant de surface	-
F2	Flux à travers une surface	1/cm ²
F4	Flux à travers une cellule	1/cm ²
F5	Flux en un point détecteur	1/cm ²
F6	Dépôt d'énergie dans une cellule	MeV/g
F7	Dépôt d'énergie par fission dans une cellule	MeV/g
F8	Distribution énergétique d'impulsions créées dans un détecteur	impulsions

II.3.3 CHOIX DU FANTOME

Même si le degré de réalisme des modèles voxélisés permet d'affiner les estimations dosimétriques, il faut garder à l'esprit que ce type de modèle n'est généralement pas représentatif d'une population moyenne mais correspond à un individu unique. Par ailleurs, le coût en terme de temps de calcul peut être relativement important.

Les modèles mathématiques présentent l'intérêt d'être représentatifs d'une population moyenne dans la mesure où leurs caractéristiques sont basées sur les données de l'homme de référence [ICRP, 1975]. Ces modèles sont ainsi adaptés à l'estimation de grandeurs dosimétriques destinées à la population générale. Nous avons donc choisi d'utiliser, pour l'élaboration de notre base de données, un fantôme de type mathématique, modélisant un adulte standard.

II.3.4 CHOIX DES POINTS POTENTIELLEMENT MESURABLES PAR LA TECHNIQUE RPE

II.3.4.1 Dentition

L'émail et la dentine, qui constituent la dent présentent de bonnes propriétés dosimétriques, ont un intérêt supplémentaire dans le cas d'un accident en champ mixte (neutrons, gamma) du fait de leur sensibilité différente aux neutrons. Des molaires ont été prélevées, pour raison médicale, notamment sur les victimes de l'accident radiologique de Tchernobyl [Ishii et al., 1990] et sur les résidents de la rivière Techa [Romanyuka et al., 2002]. Des canines, des incisives et des molaires ont également été analysées par RPE notamment celles provenant des cinq victimes lors de

l'accident de Goiânia [Rossi et al., 2000]. Nous avons donc choisi de modéliser les 32 dents du fantôme anthropomorphe.

II.3.4.2 Echantillons d'os

Le tissu osseux analysé par RPE présente de bonnes propriétés dosimétriques (cf paragraphe I.2.3). Ce matériau a déjà été utilisé par spectrométrie RPE lors d'accident radiologique suite à un prélèvement, notamment sur une jambe (accident au San Salvador, 1989), une main (accident au Maryland, 1991), un humérus (accident en Grande Bretagne, 1991) ou sur des côtes (accident en Pologne, en Géorgie 2001). Le choix a donc été fait de définir un certain nombre de points répartis sur l'ensemble du squelette du fantôme anthropomorphe.

II.3.4.3 Echantillons dans une poche de vêtement

Le retour d'expérience sur les accidents radiologiques montre que des éléments non biologiques se trouvant sur la victime, dans une poche par exemple, peuvent être utilisés pour une estimation dosimétrique. Notamment, les sucres, dont l'étude des propriétés dosimétriques par RPE a fait l'objet de la première partie de ce travail de thèse, contenus dans certaines préparations présentent un intérêt tout particulier. Le saccharose a déjà été utilisé lors d'accident radiologique notamment lorsque la population est touchée (accident de Tchernobyl, Tokai Mura, Kiisa, Goiania, etc.). De plus, suite à l'accident radiologique survenu en Norvège en 1982 [Regulla and Deffner, 1989] sur un travailleur, une estimation de la dose a été déterminée à partir d'un médicament que portait la victime dans sa poche avant de pantalon. Ainsi, dans le cadre de l'élaboration de notre base de données, des calculs ont été effectués pour plusieurs échantillons, de type sucre, positionnés au niveau de l'emplacement d'une poche.

II.3.5 CHOIX DES CONFIGURATIONS D'IRRADIATION

II.3.5.1 Configurations standard

Il est bien entendu impossible de modéliser toutes les configurations accidentelles d'irradiation. Nous avons donc modélisé des configurations standard AP, PA, RLAT et LLAT. Elles représentent une irradiation par un champ planaire parallèle. Ce type de champ peut être le résultat d'une source positionnée à une distance infinie du fantôme [ICRP, 1987]. La géométrie

antéropostérieure AP se réfère à une irradiation de l'avant du fantôme vers l'arrière et la géométrie postéro-antérieure PA est la configuration opposée. La géométrie RLAT se réfère à une irradiation latérale de la droite du fantôme vers la gauche et la géométrie LLAT la configuration opposée.

Pour ces géométries, les calculs ont été réalisés pour une émission monoénergétique de photons et de neutrons. Ainsi, lors d'un accident radiologique, il sera possible de convoluer le spectre énergétique réel avec les valeurs obtenues pour des particules monoénergétiques.

II.3.5.2 Configurations réalistes

Nous nous sommes intéressés à des configurations accidentelles réalistes, en considérant d'une part le type de rayonnement et d'autre part l'aspect géométrique de l'irradiation, en nous basant notamment sur le retour d'expérience.

Les accidents sont souvent dus à des sources artificielles, utilisées dans le domaine de la recherche, du médical et de l'industrie. Des expositions accidentelles ont déjà eu lieu, avec des sources d'Iridium-192 (Afrique sud, 1998 ; Pérou, 1999), avec des sources de Cobalt-60 (Thaïlande, 2000 ; Turquie, 1998) et avec des sources de Césium-137 (sources orphelines Lilo en Géorgie 1996, 1998). Par ailleurs, des accidents de criticité ont eu lieu notamment auprès de réacteurs expérimentaux (Sarov, 1991) ou industriels (Tchernobyl, 1986) et auprès d'installations utilisées pour la préparation de solutions d'uranium (Tokai mura, 1999).

Les calculs ont donc été menés pour les sources les plus couramment rencontrées, à savoir : Cobalt-60, Césium-137, Iridium-192, Américum-241-Béryllium et Californium-252. De plus, un spectre de fission réaliste a également été utilisé afin de disposer d'éléments en cas d'accident de criticité.

Concernant les aspects géométriques, les configurations d'irradiation accidentelle les plus souvent rencontrées sont les suivantes :

- une source située dans une poche de vêtement : comme dans le cas de l'accident radiologique de Lilo en Géorgie [IAEA, 2000b] ou de Yanango au Pérou [IAEA, 2000a],
- une source tenue dans l'une des mains de la victime (accident à Istanbul) [IAEA, 2000c],
- victimes irradiées par une surface contaminée de façon homogène comme les sols contaminés à la suite d'un accident nucléaire (Chernobyl, Mayak [Romanyukha et al., 2001], etc.).

Ces trois configurations ont été envisagées dans nos calculs.

II.4 MATERIELS ET METHODES

II.4.1 CODE DE SIMULATION MCNP

Le code Monte Carlo utilisé pour les simulations est le code MCNPX2.4.0. Il permet de simuler le transport des photons et des électrons d'énergie comprise entre 1 keV et 1000 MeV, ainsi que le transport des neutrons d'énergie comprise entre 10^{-11} et 180 MeV. L'énergie de coupure est de 10^{-11} MeV pour les neutrons et de 1 keV pour les photons et les électrons. Les sections efficaces des noyaux sont décrites dans la base de données ENDF/B-VI pour les neutrons, et dans la base de données MCPLIB02 pour les photons.

II.4.2 LA GEOMETRIE

Le fichier d'entrée correspondant à la géométrie est présenté en annexe 1.

II.4.2.1 Le fantôme

Le fantôme mathématique retenu est celui représentatif de l'homme adulte de référence développé par Cristy et Eckerman [Cristy and Eckerman, 1987]. La tête du fantôme a été modifiée afin de contenir des organes supplémentaires et une dentition. Les éléments de la tête ont été modélisés à partir des équations définies par Bouchet et al. [Bouchet et al., 1999]. La dentition définie par Bouchet et al. étant modélisée par un volume unique, nous avons divisé la dentition en 32 parties constituées d'émail et de dentine. Le tableau II-2 regroupe tous les organes et tissus présents dans le fantôme. Il est composé de cinq milieux : le tissu mou ($1,04 \text{ g.cm}^{-3}$), le poumon ($0,296 \text{ g.cm}^{-3}$), l'os ($1,4 \text{ g.cm}^{-3}$), l'émail ($2,92 \text{ g.cm}^{-3}$) et la dentine ($2,18 \text{ g.cm}^{-3}$).

Tableau II-2 : Organes présents dans le fantôme anthropomorphe numérique

Organes					
yeux	tissu mou	cœur	surrénales	intestin grêle	rein
cerveau	peau	œsophage	vessie	colon transverse	
thyroïde	squelette	vésicule	testicules	colon droit	
émail	poumon	foie	pancréas	colon gauche	
dentine	thymus	estomac	rate	colon	

II.4.2.2 Les points mesurables par RPE

Comme cela a été exposé dans le paragraphe II.3.4, un grand nombre de types d'échantillons, biologiques ou non, peuvent être recueillis sur la victime afin d'apporter des éléments dosimétriques par la mesure RPE.

Nous avons choisi de modéliser :

- les 32 dents,
- un certain nombre de points répartis sur l'ensemble du squelette,
- plusieurs échantillons de sucre positionnés au niveau de l'emplacement d'une poche de vêtement.

Dentition

La dentition définie par Bouchet et al. est représentée par un volume entre deux cylindres elliptiques limités par trois plans (Figure II-5) et ne distingue pas l'émail de la dentine.

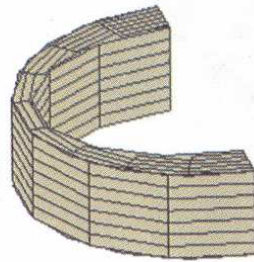


Figure II-5 : Dentition définie par Bouchet et al. [Bouchet et al., 1999]

Nous avons donc modélisé 32 dents (canines, incisives, prémolaires et molaires) composées d'une partie émail et d'une partie dentine (Figure II-6). La dent a été divisée en deux parties : la partie interne de la dent est composée de dentine et la partie externe (dont l'épaisseur est égale à 1 mm) est composée d'émail.

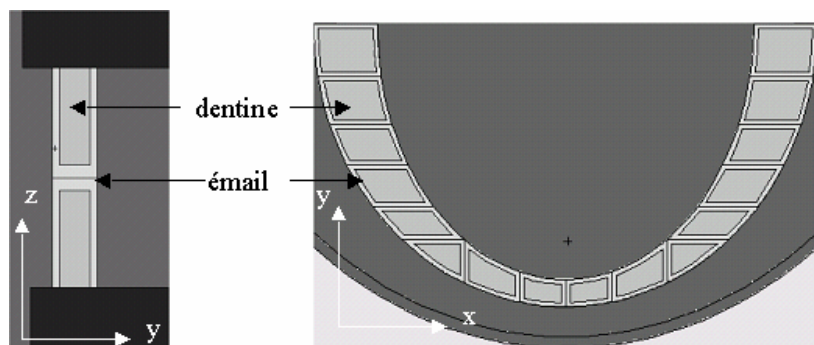


Figure II-6 : Position et forme des dents modélisées

Points répartis au niveau du squelette

Afin de couvrir l'ensemble du squelette, 578 sphères composées d'os ont été modélisées (Figure II-7). Le tableau II-3 décrit le volume et le nombre de sphères présentes dans chaque partie du squelette.

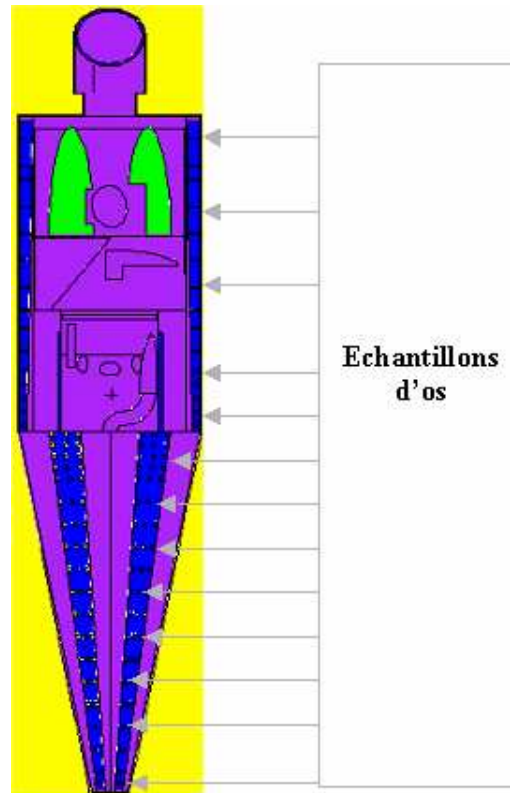


Figure II-7 : Exemple de positions d'échantillons d'os

Tableau II-3 : Volume et nombre de sphères positionnées dans les os du squelette

Os	Nombre de sphères	Volume (cm ⁻³)
Jambe	158	0,52
Bras	130	0,07
Côtes	192	0,06
Clavicule	4	0,52
Omoplates	24	0,27
Colonne vertébrale	28	1,77
Crâne	7	0,07
Pelvis	35	0,18

Echantillons situés dans une poche de vêtement

Des sphères constituées de sucre de densité $1,58 \text{ cm}^{-3}$ et de volume $0,5236 \text{ cm}^{-3}$ ont été positionnées au niveau de la poitrine (position de la poche poitrine) et au niveau du bas du bassin (position de la poche pantalon) (Figure II-8).

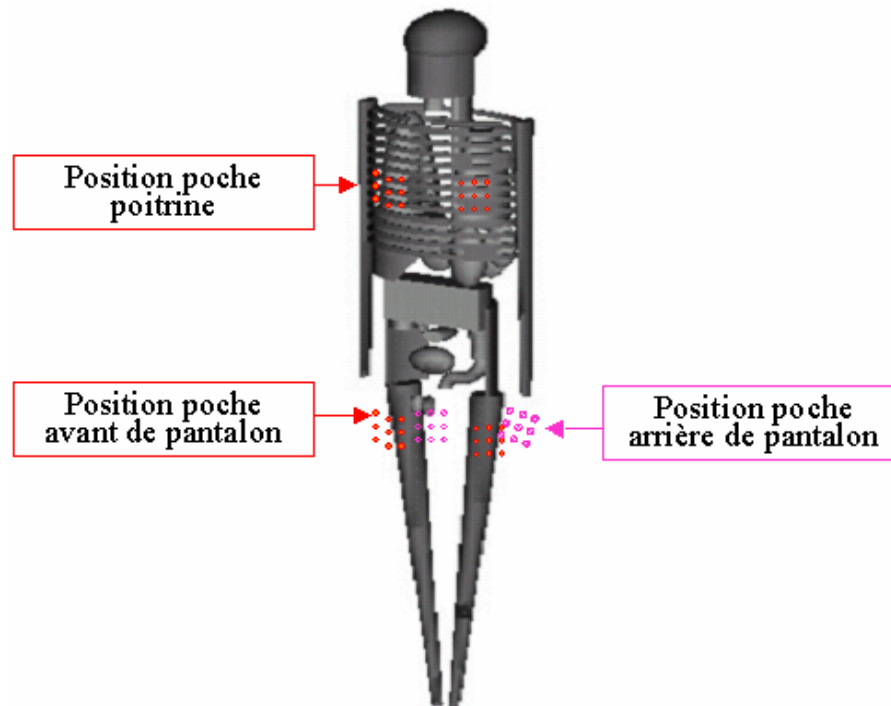


Figure II-8 : Position des échantillons de sucre

II.4.2.3 Composition atomique des matériaux

La géométrie modélisée, comportant le fantôme, les échantillons de sucre et l'air environnant, compte au total 7 milieux de composition atomique bien définie. Le milieu est caractérisé par les éléments le constituant et par la proportion massique de chacun d'eux. Le tableau II-4 présente la composition massique des milieux utilisée dans la modélisation.

Le fantôme est constitué de 5 milieux. Les tissus mous et le poumon sont principalement composés d'atomes d'hydrogène, d'azote, d'oxygène et de carbone. La dentition est composée de deux matériaux : la dentine qui se trouve à l'intérieur de la dent et l'émail qui la protège. Le squelette est composé d'hydrogène, d'azote, d'oxygène, de carbone, de calcium et de phosphore. Le sucre, quant à lui, est composé de trois éléments : l'hydrogène, l'oxygène et le carbone.

Tableau II-4 : Composition massique des matériaux de l'étude (%)

Elément	Tissu mou	Os	Poumon	Air	Email	Dentine	Sucre
H	10,45	7,34	10,13	0,00	0,40	5,40	6,43
C	22,66	25,48	10,24	0,01	0,41	23,50	42,11
N	2,49	3,06	2,87	75,53	0,07	-	-
O	63,53	47,89	75,75	23,18	42,06	34,60	51,46
F	-	0,03	-	-	0,17	-	-
Na	0,112	0,326	0,184	-	-	0,20	-
Mg	0,013	0,112	0,007	-	0,55	1,00	-
Si	0,030	0,002	0,006	-	-	-	-
P	0,134	5,095	0,080	-	17,96	12,00	-
S	0,204	0,173	0,225	-	-	-	-
Cl	0,133	0,143	0,266	-	-	--	-
Ar	-	-	-	1,28	-	-	-
K	0,208	0,153	0,194	-	-	-	-
Ca	0,024	10,190	0,009	-	38,38	23,30	-
Fe	0,005	0,008	0,037	-	-	-	-
Zn	0,003	0,005	0,001	-	-	-	-
Rb	0,001	0,002	0,001	-	-	-	-
Zr	0,001	-	-	-	-	-	-
Pb	-	0,001	-	-	-	-	-

II.4.3 LES MODES D'EXPOSITION

Exposition standard

Les calculs correspondant à des expositions standard ont été réalisés pour des irradiations corps entier en configuration AP, PA, RLAT et LLAT pour des photons et des neutrons monoénergétiques émis perpendiculairement au plan (Figure II-9). Onze énergies incidentes ont été sélectionnées dans l'intervalle 20 keV-2 MeV pour les photons et treize énergies incidentes ont été sélectionnées dans l'intervalle 10^{-9} -20 MeV pour les neutrons (Tableau II-5).

Tableau II-5 : Energies sélectionnées en champs photonique et neutronique

Energie photons (MeV)				Energie neutrons (MeV)				
0,02	0,08	0,4	1	10^{-9}	10^{-6}	10^{-3}	1	20
0,04	0,1	0,6	2	10^{-8}	10^{-5}	10^{-2}	5	
0,06	0,2	0,8		10^{-7}	10^{-4}	10^{-1}	10	

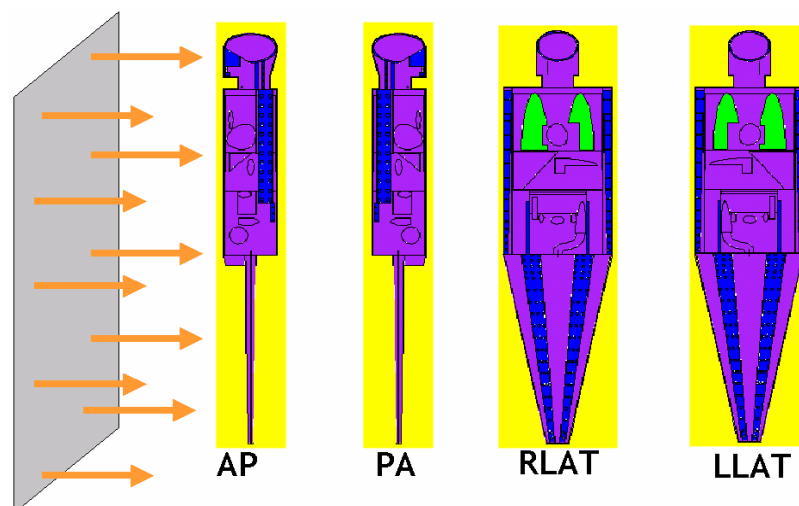


Figure II-9: Configurations d'irradiation AP, PA, RLAT et LLAT du fantôme mathématique anthropomorphe

Expositions réalistes

Dans le cas des expositions réalistes, nous avons modélisé une source ponctuelle, émettant un rayonnement isotrope dans un angle solide de 4π stéradians et un plancher contaminé (Figure II-10). Une source ponctuelle a été placée à 1m de la face avant du fantôme et à 87 cm de hauteur, ainsi qu'au niveau de la main (assimilable également à la position d'une poche) du fantôme.

Le plancher contaminé de dimension $300*300$ cm² émet un rayonnement vertical.

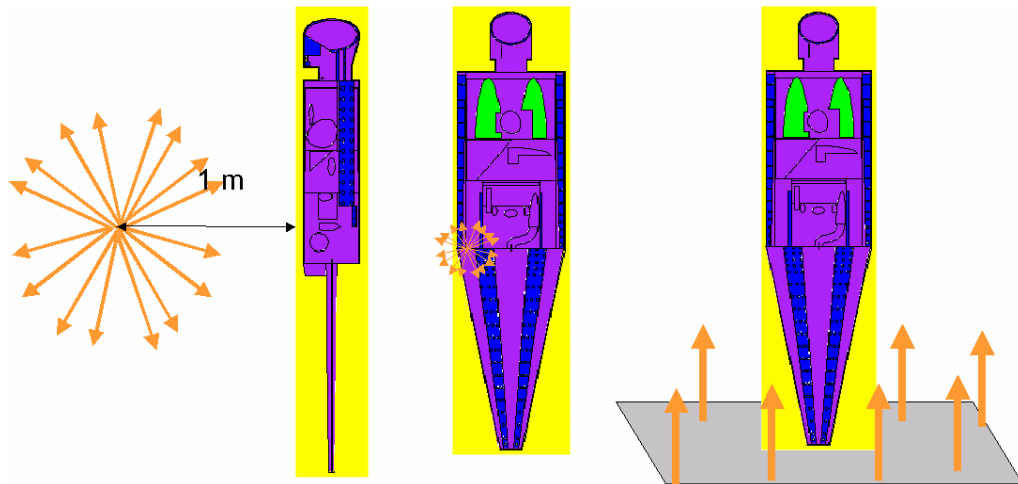


Figure II-10 : Géométrie d'irradiation (source à 1m, dans une poche ou dans une main, et plancher contaminé) du fantôme mathématique anthropomorphe

Nous avons modélisé les spectres en énergie des sources de: Cobalt-60, Césium-137, Iridium-192, Californium-252, Américium241-Béryllium et le spectre de fission du réacteur SILENE. La figure II-11 décrit le spectre neutronique des sources Américium241-Béryllium et Californium-252 et celui émis par le réacteur SILENE.

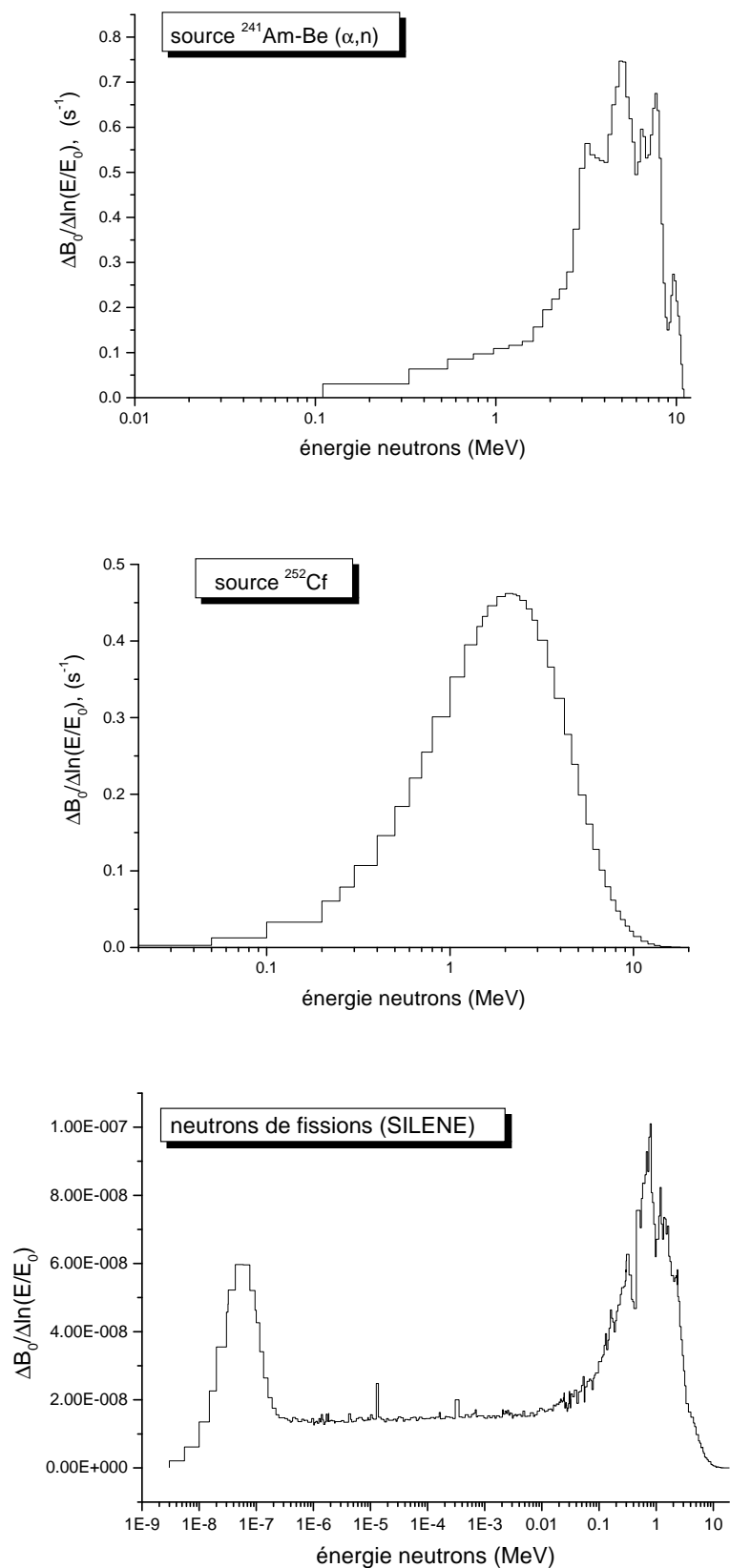


Figure II-11 : Spectres de neutrons d'une source de $^{241}\text{AmBe}$, de ^{252}Cf et spectre de neutrons de fission du réacteur SILENE

II.4.4 CHOIX DU TALLY MCNP ET NOMBRE D'HISTOIRES SIMULEES

Dans le cadre de cette étude, nous nous sommes intéressés au dépôt d'énergie dans les cellules (organes, tissu, etc.). Nous avons donc choisi le tally de type F6. A partir de 1 MeV nous avons utilisé le tally *F8.

Les simulations ont été réalisées sur la base de tirage de $3,5 \cdot 10^7$ à $1,5 \cdot 10^9$ particules initiales transportées par le code MCNPX2.4.0.

II.4.5 DETERMINATION DES RAPPORTS ENTRE LA DOSE EN UN POINT MESURABLE PAR RPE ET LA DOSE A L'ORGANE ET AU CORPS ENTIER

Le rapport entre la dose en un point mesurable par RPE et la dose aux organes ou au corps entier a été déterminé afin de définir les facteurs de passage.

La dose moyenne au corps entier a été estimée à partir de l'expression suivante :

$$D_{tot} = \frac{\sum (D_i \cdot m_i)}{\sum m_i} \quad (\text{Eq. 27})$$

avec D_i et m_i respectivement la dose et la masse du ième organe ou tissu.

II.5 RESULTATS

Nous avons modélisé les différentes configurations d'irradiation standard et représentatives d'accident pour différentes énergies. Nous avons déterminé le rapport entre la dose aux organes ou corps entier et la dose absorbée dans un échantillon analysable par RPE. Cela représente une quantité très importante de données. Afin de disposer d'un outil facilement manipulable, les valeurs obtenues ont été rassemblées dans une base de données nommée 'DIOMEDE' (Database of ratio of Organ to sample Dose). L'objectif est de retrouver rapidement le rapport entre la dose mesurée sur un échantillon prélevée au niveau de la victime et la dose aux différents organes (D_{org}/D_{ech}).

Nous allons décrire la structure de la base de données et fournir un résumé des données disponibles et une analyse des résultats selon la nature de la configuration d'irradiation.

II.5.1 DONNEES

Les facteurs affectant la distribution de la dose de façon significative sont le type de rayonnement, la distribution spatiale et angulaire du rayonnement incident, son spectre en énergie et l'orientation du corps dans le champ de rayonnement [ICRU, 1998]. Nous allons donc décrire les résultats en fonction de la configuration d'irradiation, de l'énergie et de la nature du rayonnement et selon l'orientation de la victime.

II.5.1.1 Incertitudes sur la dose déposée dans les volumes d'intérêt

Photons et neutrons monoénergétiques

Les incertitudes statistiques (II.2.1.1 §C) sur la dose déposée dans les volumes d'intérêt est en dessous de 5 % pour les photons d'énergie supérieure à 60 keV. Pour les énergies plus faibles, les incertitudes peuvent atteindre 100 % pour les géométries les plus éloignées de la source. Quant aux neutrons, l'incertitude statistique est en dessous de 5 % à l'exception des petits volumes pour lesquels l'incertitude atteint jusqu'à 43 % à cause du faible nombre d'interactions, ceci quelque soit l'énergie.

Sources photoniques

L'incertitude statistique sur la dose déposée dans les volumes d'intérêt est en dessous de 5 % dans le cas de la source située à 1m. Dans le cas des autres géométries, l'incertitude statistique est en dessous de 5 % à l'exception des volumes éloignés de la source qui peut atteindre 45%.

Sources neutroniques

L'incertitude statistique sur la dose déposée dans les volumes d'intérêt est en dessous de 5 % à l'exception des volumes éloignés pour lesquels l'incertitude peut atteindre 65%.

II.5.1.2 Variation de la dose en fonction de la position de la dent

Nous avons étudié les données numériques de la dose déposée dans la dentition (Figure II-12) pour les géométries AP, PA, RLAT et LLAT en champ photonique et neutronique. La différence entre les données numériques de la dose déposée dans l'émail ou la dentine entre la mâchoire supérieure et la mâchoire inférieure varie pour l'ensemble des géométries de 5 à 10% en champ photonique et de 2 à 15% en champ neutronique.

Les figures II-13, II-14 et II-15 présentent la dose déposée dans la dentine de la mâchoire supérieure pour les géométries AP, PA et RLAT en champs photonique et neutronique.

Les figures II-13, II-14 et II-15 montrent que l'écart de dose déposée entre les dents du fond (n°-8) et de devant (n°-1) est plus important dans le cas d'une irradiation aux neutrons quand l'énergie est inférieure à 5 MeV en AP, à 10 MeV en PA et à 0,1 MeV en RLAT, et dans le cas d'une irradiation aux photons quand l'énergie est inférieure à 0,1 MeV en AP, à 1 MeV en PA et à 0,2 MeV en RLAT.

La figure II-16 montre que pour les quatre géométries en champ photonique, l'écart maximal relatif de la dose déposée entre deux dents de la mâchoire supérieure est plus important pour les faibles énergies. En effet cet écart varie selon la géométrie de 10 à 20% pour une énergie de 1 MeV et de 55 à 70% pour une énergie de 0,08 MeV.

En champ neutronique, l'écart maximal relatif de la dose déposée entre deux dents de la mâchoire supérieure varie selon la géométrie de 40 à 73% pour une énergie de 10^{-9} MeV et de 24 à 53% pour une énergie de 5 MeV (Figure II-17). Ces résultats montrent que la position de la dent par rapport à la source peut avoir une importance.

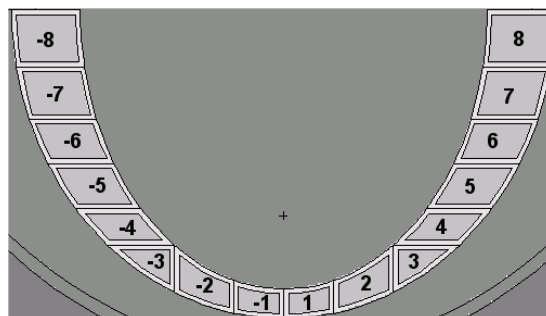


Figure II-12 : Numérotation des dents

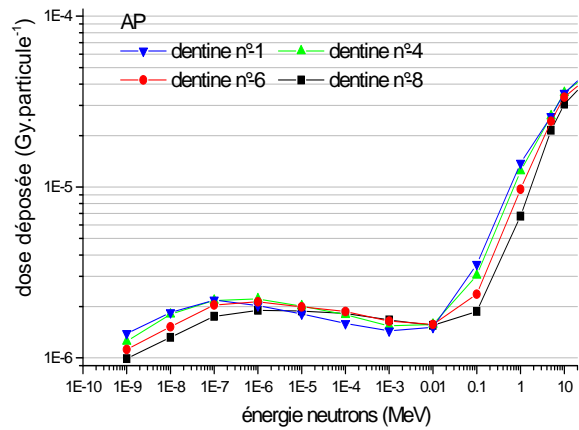
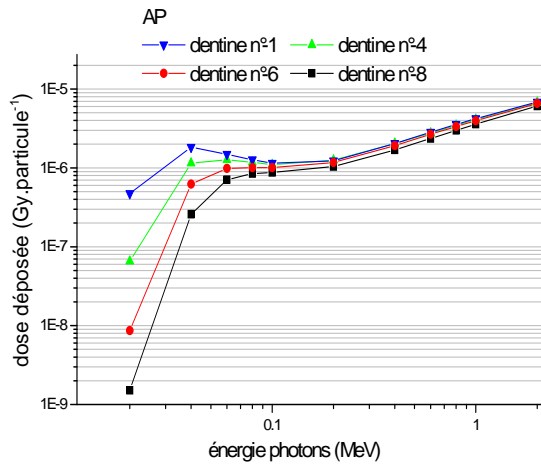


Figure II-13 : Variation de la dose déposée dans la dentine des dents n°-8, -6, -4 et -1 de la mâchoire supérieure pour la géométrie AP en fonction de les énergies photonique et neutroniques

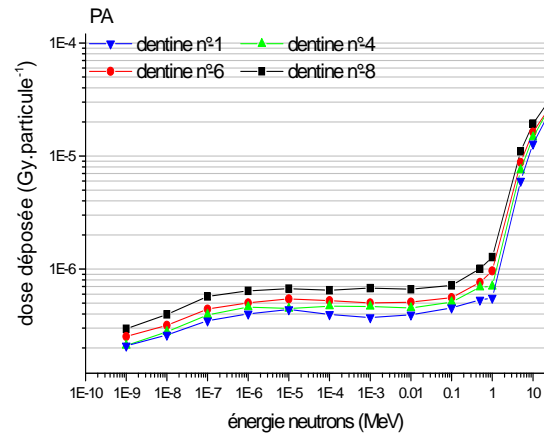
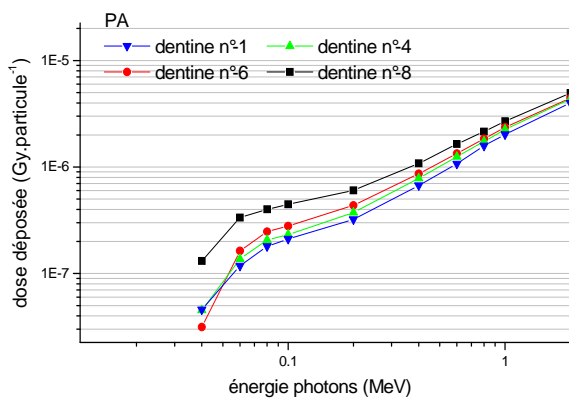


Figure II-14 : Variation de la dose déposée dans la dentine des dents n°-8, -6, -4 et -1 de la mâchoire supérieure pour la géométrie PA en fonction de les énergies photonique et neutroniques

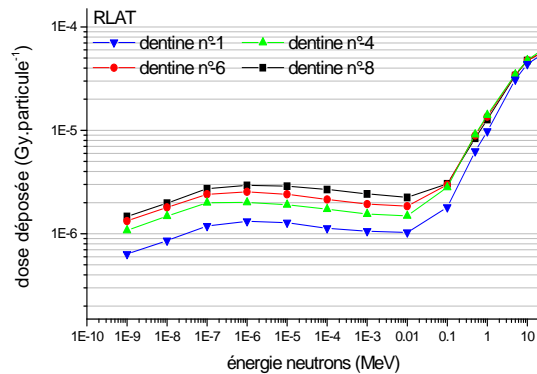
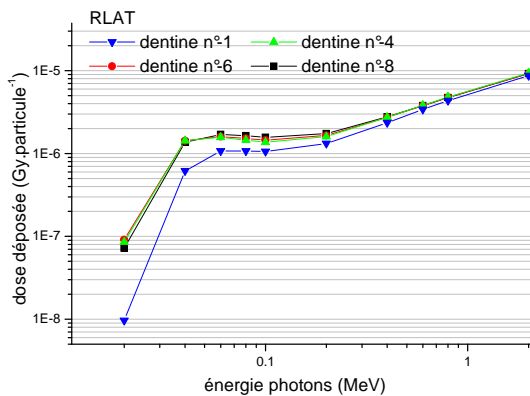


Figure II-15 : Variation de la dose déposée dans la dentine des dents n°-8, -6, -4 et -1 de la mâchoire supérieure pour la géométrie RLAT en fonction des énergies photonique et neutronique

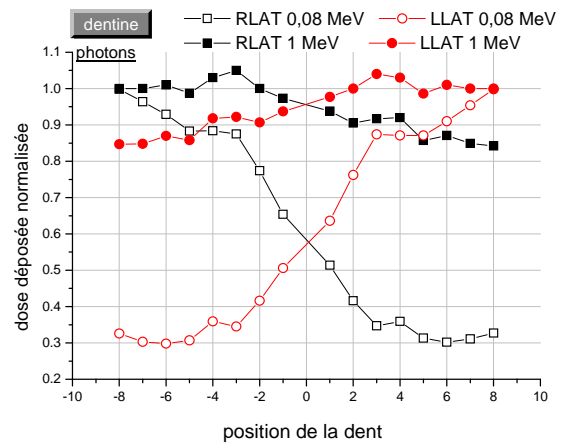
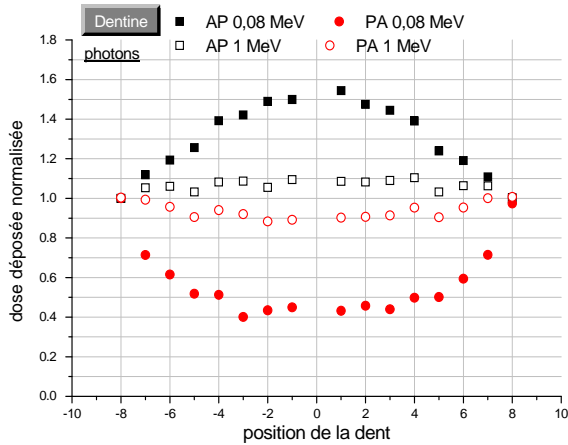


Figure II-16 : Dose déposée dans la dentine de la mâchoire supérieure normalisée à la dose déposée dans la dentine n°-8 pour les quatre géométries par des photons d'énergies 0,08 et 1 MeV

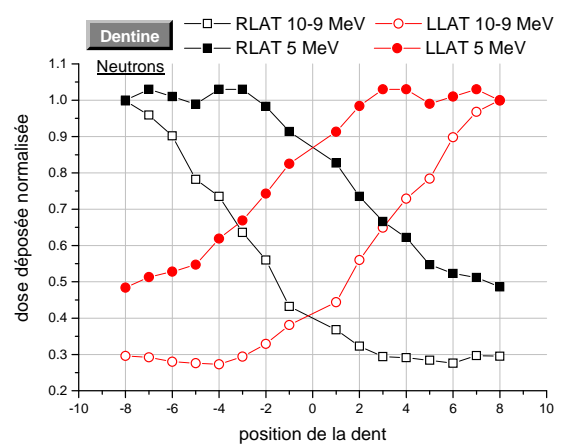
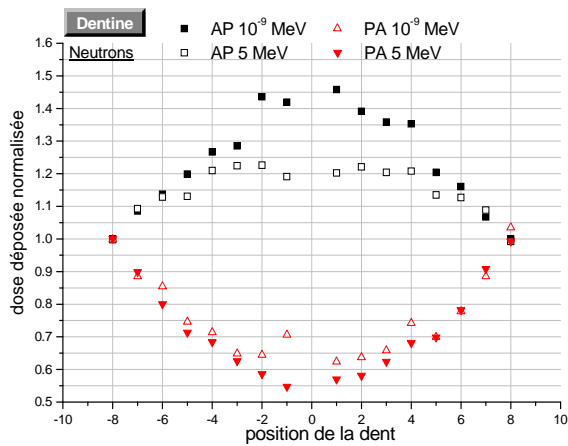


Figure II-17 : Dose déposée dans la dentine de la mâchoire supérieure normalisée à la dose déposée dans la dentine n°-8 (dose minimale) pour les quatre géométries par des neutrons d'énergies 10^{-9} et 5 MeV

En champ photonique, l'écart entre la dose déposée dans la dentine et celle déposée dans l'émail d'une dent est en moyenne de 45% pour une énergie de 0,08 MeV et de 5,5% pour une énergie de 1 MeV, quelle que soit la configuration de l'exposition. L'écart est plus important aux faibles énergies. Cela s'explique par le fait que l'effet photoélectrique est le mécanisme principal d'interaction aux faibles énergies. Le coefficient massique d'atténuation par effet photoélectrique est proportionnel à Z^3 (Eq. 18) et la proportion massique d'éléments les plus lourds (calcium ($Z=20$) et phosphore ($Z=15$)) constituant la dent est plus importante dans l'émail que dans la dentine.

En champ neutronique, l'écart entre la dose déposée dans la dentine et celle déposée dans l'émail d'une dent est inférieure à 10% pour une énergie de 10^{-9} MeV (neutrons thermiques) et est en moyenne de 70% pour une énergie de 5 MeV (neutrons rapides), quelle que soit la nature de la géométrie. La différence est plus importante aux énergies élevées. Pour des énergies supérieures à 1 keV (domaine des énergies intermédiaires et rapides), la diffusion élastique est le mécanisme principal de perte d'énergie des neutrons et le facteur de kerma dans ce domaine énergétique est plus important pour les atomes légers. Or la proportion massique d'éléments légers comme l'hydrogène, le carbone, l'azote et l'oxygène présents dans la dent est plus importante dans la dentine que dans l'émail.

II.5.1.3 Variation de la dose en fonction de la position de l'échantillon d'os dans une côte

La figure II-18 montre la distribution de la dose dans les échantillons d'os de la côte n°6 pour les géométries d'irradiation AP, PA, RLAT et LLAT en champ photonique. La dose déposée dans les échantillons d'os de la 6^{ème} côte est normalisée à la dose maximale déposée dans l'échantillon d'os.

La différence de dose maximale entre deux échantillons d'os est de 60% pour les géométries d'irradiation AP et PA avec une énergie de 0,8 MeV et elle est de 80% pour une énergie de 0,08 MeV. Les différences d'un échantillon à un autre sont plus importantes aux faibles énergies. Quant aux géométries RLAT et LLAT, la différence de dose maximale entre deux échantillons d'os représente 75% pour une énergie de 0,8 MeV et 95% pour une énergie de 0,08 MeV. Les résultats montrent que la connaissance de la position de l'échantillon d'os a moins d'importance lorsqu'il est prélevé sur la partie de la côte exposée directement au rayonnement.

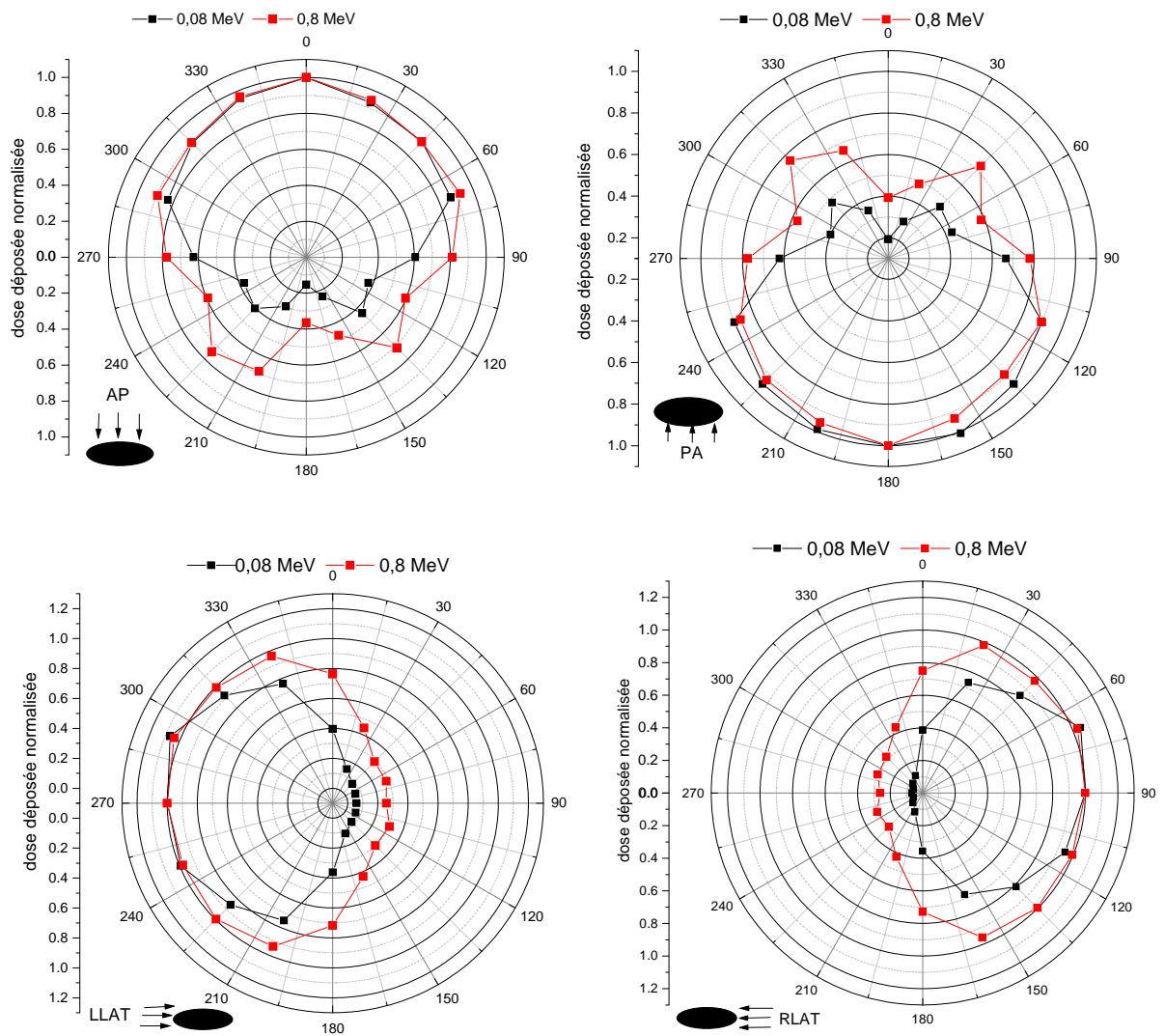


Figure II-18 : Dose déposée dans les échantillons d'os de la 6^{ème} côte normalisée à la dose déposée dans l'échantillon d'os positionné à 0° (dose maximale) pour les géométries AP, PA, RLAT et LLAT en champ photonique

II.5.2 LA BASE DE DONNEES DIOMEDE

II.5.2.1 Structure de la base de données DIOMEDE

La base de données DIOMEDE regroupe les rapports entre la dose aux organes (et au corps entier) et la dose absorbée dans un échantillon analysable par RPE. Elle a été construite à partir du format Microsoft Access, format très largement disponible. Cette base permet de rechercher le rapport D_{org}/D_{ech} pour un organe et un échantillon donné à partir de listes de sélection.

Douze tables contiennent les données relatives au rapport D_{org}/D_{ech} . Six tables contiennent une liste de noms ou d'images utilisés pour établir une liste de sélection. La figure II-19 présente la structure de la base de données DIOMEDE.

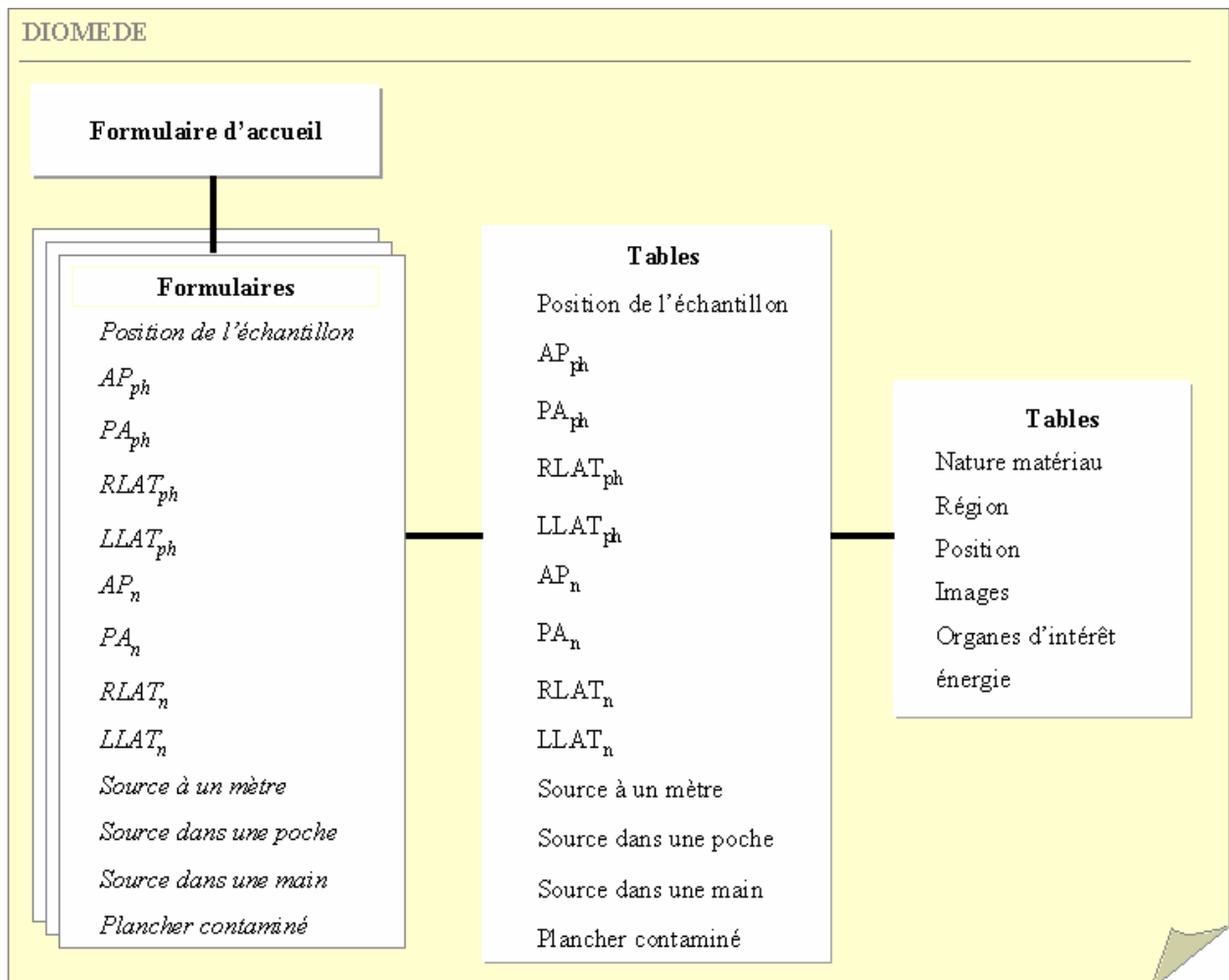


Figure II-19 : Structure de la base de données DIOMEDE

II.5.2.2 Utilisation de la base de données DIOMEDE

La base de données DIOMEDE est constituée d'un ensemble de tables correspondant aux différentes configurations d'irradiation modélisées. L'interface avec l'utilisateur se compose de quatre formulaires principaux :

- le formulaire d'accueil (Figure II-20),
- un formulaire sur la position de l'échantillon mesurable par spectrométrie RPE (Figure II-21),
- un formulaire sur les configurations standard (Figure II-22),
- un formulaire sur les configurations réalistes (Figure II-23).

Le formulaire d'accueil de cette base présente trois ensembles : la position de l'échantillon, les configurations standard et réalistes (Figure II-20). L'ensemble 'configurations standard' est composée d'une partie correspondant aux champs photoniques et d'une partie correspondant aux champs neutroniques. Chaque partie contient quatre boutons nommés AP, PA, RLAT et LLAT suivi d'un indice 'ph' pour les photons et 'n' pour les neutrons. L'ensemble 'configurations réalistes' est composé de quatre boutons nommés 'Sce_1m', 'Sce_pant', 'Sce_poit', 'Sce_main' et 'Plancher_contaminé' pour le cas d'une source à un mètre, d'une source dans une poche de pantalon ou poitrine, d'une source dans une main et d'un plancher contaminé.

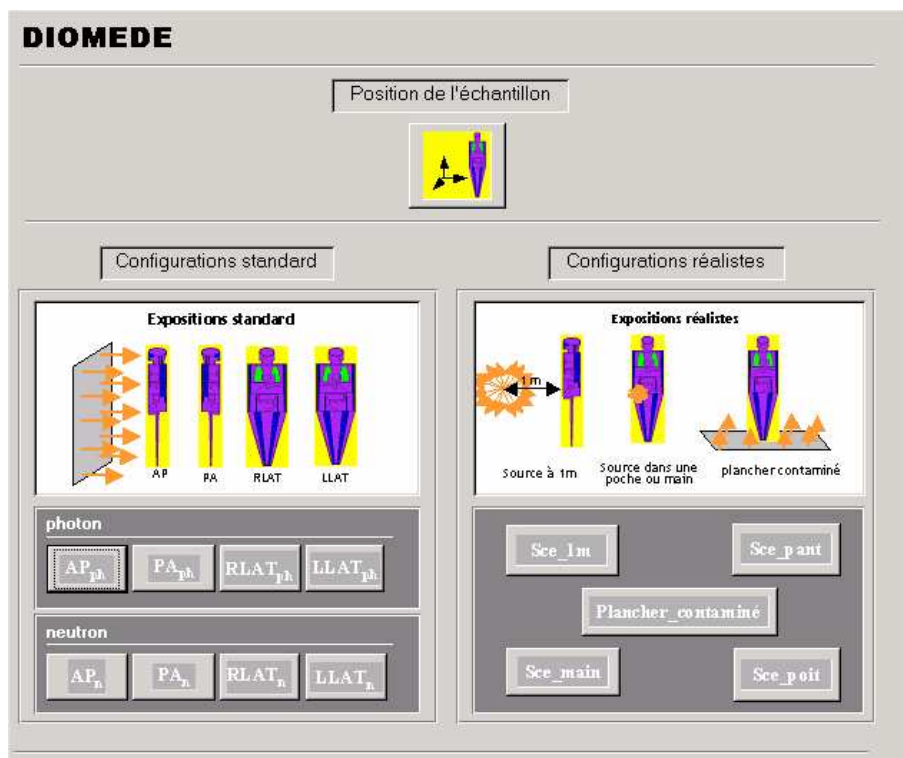


Figure II-20 : Présentation du formulaire d'accueil de la base de données DIOMEDE

Le formulaire d'accueil permet en un seul clic d'accéder aux autres formulaires. La figure II-21 présente le formulaire pour la position de l'échantillon. L'objectif est de relever la position de la cellule correspondant à celle de l'échantillon prélevé.

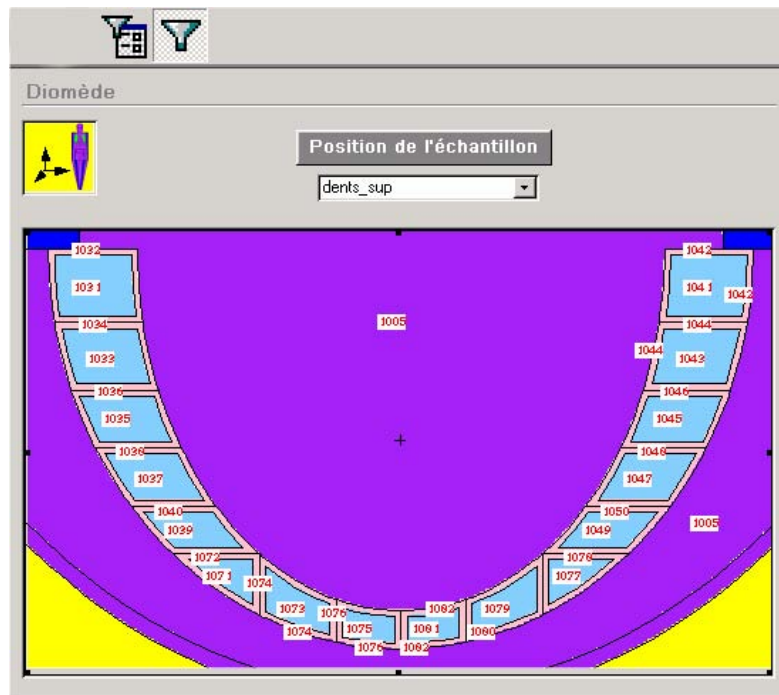


Figure II-21 : Formulaire sur la position de l'échantillon

La figure II-22 présente la fenêtre qui apparaît lorsque l'on clique sur l'un des boutons de l'ensemble 'configurations standard'. Ce formulaire se compose de plusieurs champs. Les deux premiers champs sont relatifs à l'échantillon prélevé et mesuré par une technique dosimétrique. Chaque échantillon est caractérisé par sa nature et sa position. Le choix d'un échantillon se fait à l'aide de la liste de sélection. Le tableau II-6 présente la liste de choix d'échantillons.

Le champ suivant concerne l'organe d'intérêt (Tableau II-2). Après l'utilisation du filtre, il apparaît le rapport D_{org}/D_{ech} en fonction des énergies.

Tableau II-6: Liste de choix d'échantillons mesurables par spectrométrie RPE

échantillon				
dents_sup	os colonne vertébrale	os cote 6	os cote 12	os pelvis
dents_inf	os cote 1	os cote 7	os crane	sucre pant avD
os bras D	os cote 2	os cote 8	os omoplate D	sucre pant avG
os bras G	os cote 3	os cote 9	os omoplate G	sucre pant arrD
os clavicule D	os cote 4	os cote 10	os jambeD	sucre pant arrG
os clavicule G	os cote 5	os cote 11	os jambe G	sucre poit D
				sucre poit G

DIOMEDE

Exposition standard / AP photons

Caractéristiques

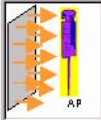
échantillon

nature position

organe

organe d'intérêt

Résultat Dorg/Dmes



0.02 MeV	-	0.40 MeV	-
0.04 MeV	-	0.60 MeV	-
0.06 MeV	-	0.80 MeV	-
0.08 MeV	-	1.0 MeV	-
0.10 MeV	-	2.0 MeV	-
0.20 MeV	-		

Figure II-22 : Présentation du formulaire 'exposition standard AP'

DIOMEDE

Exposition standard / source à un mètre

Caractéristiques


échantillon

nature position

organe

organe d'intérêt

Résultat Dorg/Dmes



Iridium_192	-	AmBe	-
Césium_137	-	Californium_252	-
Cobalt_60	-		

Figure II-23: Présentation du formulaire 'exposition réaliste_source à un mètre'

Cette base de données permet de retrouver rapidement le rapport D_{org}/D_{ech} recherché à l'aide d'un filtre en utilisant des critères de sélections définis.

II.6 CONCLUSION

Cette étude avait pour objectif de définir une méthode d'estimation relativement simple et rapide de la dose au corps entier ou aux organes, lorsque la dose est connue en un point du corps de la victime d'un accident radiologique dû à une exposition externe. Dans le cadre de cette étude la dose déposée dans une dent, dans le squelette, dans un échantillon de sucre présent dans une poche a été retenue car elle peut être déterminée en utilisant la spectrométrie par RPE.

Les configurations d'irradiation retenues correspondent soit à des situations standard décrites par la CIPR, soit à des configurations fréquentes d'accidents d'irradiation. Pour chacune de ces situations, le rapport entre la dose aux organes (thyroïde, cœur, poumon, etc.) ou au corps entier et la dose en un point mesurable par RPE (dent, os, sucre dans une poche) a pu être calculé, en fonction de l'énergie de photons et de neutrons. Ainsi lors d'un accident radiologique, si la technique RPE est utilisée avec des échantillons d'os, de dent ou de sucre, comme cela a été le cas dans le passé, on recherche la situation accidentelle la plus proche de celles modélisées en terme d'énergie et de configuration d'irradiation. Puis à partir de la position de l'échantillon lu par RPE on recherche le rapport reliant la dose absorbée par le point RPE et la dose à l'organe d'intérêt (ou la dose corps entier). On obtient ainsi une première estimation de la dose aux organes ou au corps entier. Il sera possible ensuite, en fonction des données sur l'accident, de modéliser avec plus de précision l'environnement et la victime.

Pour retrouver rapidement le rapport entre la dose entre un organe et la dose en un point mesurable par RPE, les valeurs obtenues ont été rassemblées dans la base de données nommée DIOMEDE.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Ce travail a permis d'étudier différents types de saccharides ou de dérivés de saccharide (glucose, galactose, fructose, mannose, lactose, saccharose, acide ascorbique et sorbitol) afin de déterminer les matériaux permettant d'estimer les niveaux d'exposition en champ mixte (n, γ) dans des situations accidentelles ou incidentelles. Dans un deuxième temps, un outil basé sur l'association d'un fantôme anthropomorphe mathématique standard et du code de calcul Monte Carlo MCNP, a été développé afin de déterminer, pour certaines configurations d'irradiation la dose aux organes et au corps entier au moyen de coefficients de passage à partir d'un point mesurable par RPE (dent, os, sucre dans une poche).

La première partie de notre travail a consisté à sélectionner des matériaux que l'on peut retrouver dans l'environnement de la victime. Une étude bibliographique nous a permis de choisir différents types de sucres.

L'influence des principaux paramètres d'acquisition du spectromètre RPE sur le spectre a été étudié afin de les optimiser. Nous avons étudié les principales causes d'erreurs expérimentales qui peuvent intervenir sur la mesure (positionnement de l'échantillon dans la cavité, masse de l'échantillon, anisotropie).

L'étude du fading a montré qu'il fallait attendre quelques jours avant d'effectuer une mesure.

Nous avons observé que le chauffage de l'acide ascorbique, du lactose et du saccharose permet d'atteindre plus rapidement le signal stable.

L'étude de l'influence de la lumière sur le spectre des sucres non irradiés et irradiés a montré qu'il est important de stocker les sucres à l'abri de la lumière.

Nous avons ensuite établi le comportement dosimétrique des sucres dans un premier temps en champ photonique. Les sucres présentent une bonne sensibilité avec un seuil de détection de 0,3-0,8 Gy, ne dépendent pas du débit de dose, ont une dépendance en fonction de l'énergie faible ($\pm 20\%$). Ensuite la réponse des sucres aux neutrons d'énergie comprise entre 0,44 et 1,40 MeV a été évaluée à 30-40% à l'exception de l'acide ascorbique qui a été évaluée à 10%. L'information dosimétrique donnée par ces sucres rend possible l'estimation d'un niveau d'exposition dans le cas d'accident en champ mixte (n, γ). Cependant l'analyse des spectres ne

permet pas de différencier la contribution des différentes composantes du champ d'irradiation, et nécessite une donnée supplémentaire telle que le rapport γ/n ou la présence d'un autre matériau de sensibilité différente aux neutrons. Il a par ailleurs été montré que la puissance de saturation de la micro-onde était liée au TEL, ce qui peut fournir des informations sur le type de rayonnement en cause en cas d'accident.

Après avoir caractérisé ces sucres sous leur forme pure, nous avons étudié des produits contenant l'un des sucres étudiés (médicament, confiserie). Les produits irradiés présentent une réponse dosimétrique de sensibilité moins importante, mais toutefois exploitable que le sucre qu'il contient sous forme pure.

La dose en certains points, obtenue par spectrométrie RPE, par exemple au niveau d'une dent, d'un échantillon d'os ou d'un matériau présent dans la poche de la victime, n'est pas une donnée suffisante pour déterminer la distribution de la dose dans l'organisme. Dans la deuxième partie de ce travail, un ensemble de facteurs de conversion de dose a été déterminé permettant, à partir d'un ensemble de situations types simulées par un code de calcul Monte Carlo, d'estimer la dose corps entier ou aux organes à partir d'un ou de plusieurs points de mesure RPE (sucres, dents, os).

La tête du fantôme mathématique standard que nous avons utilisé a été modifiée afin de contenir une mâchoire et une dentition. Nous avons modélisé des points mesurables par RPE, notamment des volumes d'os répartis sur l'ensemble du squelette, 32 dents composées d'une partie émail et d'une partie dentine, et des échantillons de sucre positionnés dans une poche de vêtement. Par ailleurs, les configurations d'irradiation ont été définies selon les configurations standard développées par la CIPR (flux parallèle antérieur, postérieur, latéral) pour des champs photoniques et neutroniques monoénergétiques, et pour des situations représentatives d'accident à savoir : source dans une poche ou dans une main, plancher contaminé et source à un mètre pour des sources couramment rencontrées.

Pour chacune de ces situations, le rapport entre la dose absorbée dans un échantillon de dent, d'os ou de sucre et la dose aux organes ou au corps entier a pu être calculé. Ces données vont permettre de réaliser une première estimation rapide de la dose reçue par la victime.

Les résultats sont mis sous forme de tableaux. Afin de retrouver rapidement le rapport entre la dose entre un organe et la dose en un point mesurable par RPE, les valeurs obtenues ont été rassemblées dans une base de données nommée DIOMEDE.

La poursuite du travail de la première partie peut être envisagée en élargissant le nombre de matériaux utilisables par RPE pour la dosimétrie d'accident comme le plastique ou le verre par exemple.

D'autres techniques complémentaires comme l'OSL ou la thermoluminescence peuvent également être utilisées pour la dosimétrie d'accident. Le but est de disposer de connaissances sur une grande variété de matériaux que l'on peut récupérer à la suite d'un accident radiologique avec leurs propriétés dosimétriques déterminées ainsi que les facteurs influençant le signal afin de réduire l'incertitude sur la mesure.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [Bailey et al., 1961]** Bailey A.J., Barker S.A., Brimacombe J.S., Pooley D., Spence D.H., *Nature*, 1961, Vol. 190 p259
- [Barthe et al., 1989]** Barthe J., Kamenopoulou V., Cattoire B. and Portal G. Dose evaluation from textile fibers: a post-determination of initial ESR signal. *International Journal of Radiation Applications and Instrumentation. Part A. Applied Radiation and Isotopes*, 1989, Vol. 40, n°10-12, p. 1029-1033
- [Bartlett, 1980]** Bartlett D.T., *Lyoluminescence and electron spin resonance: Studies of radiation induced effects in saccharides*. 218p Th. Sciences : University of Birmingham : 1980
- [Bartlett, 1982]** Bartlett D.T. Lyoluminescence and electron spin resonance measurements on D-mannose: effects of storage and annealing. *Radiat. Effects*, 1982, Vol.66, p. 233-248
- [Bartlett, 1999]** Bartlett D., Church D. F., Bounds P. L. and Koppenol W. H. The kinetics of the oxidation of L-ascorbic acid by peroxyxynitrite. *Free Radical Biology and Medicine*, 1995, Vol. 18, n° 1, p. 85-92
- [Battistoni, 2002]** Battistoni G., Ferrari A., Montaruli T. and Sala P. R. Comparison of the FLUKA calculations with CAPRICE94 data on muons in atmosphere. *Astroparticle Physics*, 2002, Vol. 17, n° 4, p. 477-488
- [Bermann et al., 1971]** Bermann, F., DeChoudens, H. and Descours, S. Application à la dosimétrie de la mesure par résonance paramagnétique électronique des radicaux libres créés dans les acides aminés. *Advances in Physicals and Biological Radiation Detectors*, 1993, STI/PUB/269 Vienna: IAEA, p. 23-31
- [Bochvar et al., 1997]** Bochvar I. A., Kleschchenko E. D., Kushnereva K. K. et Levochkin F. K. Sensitivity of human tooth enamel to α -radiation and neutrons. *Atomic Energy*, 1997, Vol. 83, p. 845-847
- [Both, 1994]** Both, J.P., Derriennic H., Morillon B., and Nimal J.C. The 8th International Conference on Radiation Shielding, Arlington, Texas, USA, 1994. A Survey of TRIPOLI-4, Vol.1, p.373-380
- [Bottollier-Depois et al., 1998]** Bottollier-Depois J.F., Chau Q., Gaillard-Lecanu E., Roux A., Trompier F. Accident radiologique survenu au Cap (Afrique du Sud) en avril 1998. Reconstitution dosimétrique par calcul. Rapport SDOS/98-02 2-3, 1998, 9p.
- [Bouchet et al., 1999]** Bouchet L.G., Bolch W.E., Wessels B.W., Weber D. MIRD Head and Brain dosimetry. A publication of the Society of Nuclear Medicine, 1999, 206p.
- [Box and Freund, 1959]** Box H.C. and Freund H.G. Paramagnetic resonance shows radiation effects. *Nucleonics*, 1959, Vol.17, n°1, p. 66-76
- [Bradshaw et al., 1962]** Bradshaw W.W., Cadena D.G., Crawford E.W. and Spetzler H.A.W. The use of Alanine as a solid dosimeter. *Radiat. Res.*, 1962, Vol.17, n°1, p. 11-21
- [Brady et al., 1968]** Brady, J., Aarestad, N. and Swartz, H. In vivo dosimetry by electron spin resonance spectroscopy. *Health Phys.*, 1968, Vol.15, p. 43-47
- [Brenot, 2003]** Brenot J., Chambrette V., Champion D. Généralités sur les accidents nucléaires et leur gestion à court terme et à long terme. Dossier IRSN, 2003, 44p.
- [Briesmeister, 1997]** Briesmeister J.F. A general Monte Carlo N-Particle transport code. Version 4B, RSICC, Oak Ridge National Laboratory, LANL manual, LA-12625-M, Los Alamos, 1997

[Brun et al., 1978] Brun R., Hagelberg R., Hansroul M., Lassalle J.C (CERN) GEANT: simulation program for particle physics experiments. User guide and reference manual CERN-DD-78-2-REV, CERN-DD-78-2, 1978, 76 p.

[Buffon, 1777] Buffon G. Essai d'arithmétique morale. Supplément à la naturelle, 1777, Vol 4

[Calas, 2005] Calas C. Dosimétrie d'accident radiologique par résonance paramagnétique électronique : étude des phanères et de matériaux provenant de l'environnement des victimes. Rapport stage IRSN, 2005.

[Cameron et al., 2000] Cameron G., Pate J., McCauley D., and Defazio L. 1999 WMD Terrorism Chronology: Incidents Involving Sub-National Actors and Chemical, Biological, Radiological, and Nuclear Materials. The Nonproliferation Review/Summer, 2000

[Carracelli and Terrile, 1986] Carracelli I. and Terrile M.C., Mascarenhas. Electron spin resonance dosimetric properties of bone. Health Phys., 1986, Vol. 50, n°2, p. 256-263

[Cerv et al., 1972] Cerv, P., Schara, M. and Ravnik C. Electron paramagnetic study of irradiated tooth enamel. Radiat. Res., 1972, Vol. 51, p. 581-589

[Chevalier et al., 1994] Chevalier J., Morin J., Zyromski P. Congrès : Physics, Safety and Applications of Pulse Reactor, Washington, 1994. Status of the french fast pulse reactor CALIBAN

[Ciesielski and Wielopolski, 1997] Ciesielski B. and Wielopolski L. The effects of beam quality on EPR spectra and alanine dosimetry in mixed radiation fields. Polish J. Med. Phys. And Eng., 1997, Vol.3, n°2, p. 57-65

[Clairand et al., 2002] Clairand I., Bottollier-Depois J.F., Gaillard-Lecanu E., Gourmelon P.. Radiological accident at Lia, Georgia, in december 2001. Dose reconstruction by calculation. Report SDOS/02-009, 2002, 19p.

[Clairand et al., sous presse] Clairand, I., Trompier, F., Bottollier-Depois, J.-F., and Gourmelon, P. Ex vivo ESR measurements associated with Monte Carlo calculations for accident dosimetry: application to the 2001 Georgian accident. Radiat. Prot. Dosim. (in press).

[Cristy, 1980] Cristy M. Mathematical phantoms representing children of various ages for use of estimates of internal dose. ORNL/NUREG/TM-367. Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory, 1980

[Cristy and Eckerman, 1987] Cristy M. and Eckerman K.F. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. ORNL/TM-8381. Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory, 1987

[Currie, 1997] Currie L. A. Detection: International update, and some emerging di-lemmas involving calibration, the blank, and multiple detection decisions. Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems, 1997, Vo. 37, n°1, p. 151-181

[Dalgarno and McClymont, 1989] Dalgarno B.G. and McClymont J.D. Evaluation of ESR as a radiation accident dosimetry technique. Appl. Radiat. Isot., 1989, Vol. 40, n° 10-12, p. 1013-1020

[Debuyst et al., 1999] Debuyst R., Gallez B., Tilquin B. Résonance paramagnétique électronique (RPE) : principe et applications biomédicales. Louvain Med., 1999, Vol.118, p. 205-213

[Desrosiers, 1991] Desrosiers M.F. In vivo assessment of radiation exposure. Health Phys., 1991, Vol. 61, n°6, p. 859-861

[Dilli and Garnett, 1963] Dilli S. and Garnett J.L. Nature, 1963, Vol.198, p984

[Dobbing, 1989] Dobbing, J. Dietary starches and sugars in man: a comparison. New York, Springer-Verlag, ILSI Human Nutrition Reviews, 1989, 256 p.

[DPHD, 2000] Rapport d'activité du DPHD, 2000, 149p.

[Duling, 1994] Duling D.R. Simulation of Multiple Isotropic Spin Trap EPR Spectra. Journal of Magnetic Resonance, 1994, Vol.B, n°104, p. 105-110

[Dupeyre, 2002] Dupeyre R. Principe de la RPE
Disponible sur : <http://www-u594.ujf-grenoble.fr/enseignement/rdupeyre/chap12.pdf>

[Emmett, 1975] Emmett M.B. The MORSE Monte Carlo Radiation Transport Code System, Oak Ridge National Laboratory, ORNL-4972, 1975

[Emmett, 1985] Emmett, M.B. Morse-CGA, a Monte Carlo radiation transport code with array capability. ORNL report 6174, Oak Ridge National Laboratory, 1985

[Engin and Demirtas, 2004] Engin, B. and Demirtas, H. The use of ESR spectroscopy for the investigation of dosimetric properties of egg shells. Radiat. Phys. And Chem., 2004, Vol.71, p. 1113-1123

[d'Errico et al., 1996] d'Errico F., Fattibene P., Onori S., Pantaloni M. Criticality Accident Dosimetry with ESR spectroscopy. Appl. Radiat. Isot., 1996, Vol. 47, n° 11-12, p. 1335-1339

[Eurosep, 1993] Illuminateur pour fibre optique – Modèle 4000. Eurosep instruments, 1993, 40p.

[Fasso, 1993] Fasso A. Ferrari A., Ranft J., Sala P.R. Int. Conf. On Calorimetry in High Energy Physics, La Biodola (Italy), 1993. FLUKA: present status and future developments. Ed. A. Menzione and A. Scribano, World Scientific, p. 493-502

[Fattibene et al., 2003] Fattibene P., Angelone M., Pillon M. and De Coste V. Tooth enamel dosimetric response to 2.8 MeV neutrons. Nuclear Instrum. and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms, 2003, Vol.201, n°3, p. 480-490

[Feugas le Berre, 1999] Feugas le Berre V. Caractérisation des facteurs influant sur l'évolution du signal RPE de l'alanine irradiée. 190p. Th. Sciences : Université de Paris-Sud UFR Orsay : 1999

[Fischer and Snyder, 1967] Fischer H.L. and Snyder W.S. Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ. ORNL-4168: 245-257, 1967

[Gaillard-Lecanu et al., 1999] Gaillard-Lecanu E., Chau Q., Roux A., Vasmant A., Bottollier-Depois J.F., Médioni R., Tromprier F. Radiological accident at the Yanango power plant, Peru, in February 1999, dose reconstruction by calculation. Rapport SDOS/99-03, 1999, 11p.

[Gibbs et al., 1984] Gibbs SJ, Pujol A, Chen T-S, Malcom A. W. James A.E. Patient risk from interproximal radiography. Oral surgery, Oral medicine, Oral pathology, 1984, Vol.58, p. 347-354.

[Gordy et al., 1955] Gordy W., Ard W. and Shields H. Microwave spectroscopy of biological substances: I paramagnetic resonance in X irradiated amino acid and proteins. Proc. Natl. Acad. Sci., 1955, Vol.41, p. 983-996

[Grivot et al., 2002] Grivot P., Giroud P., Fouillaud P., Barbry F., Le Poac P. Sélection d'expériences SILENE de référence pour la qualification des codes d'accidents de criticité.

DAM/Département de Recherche sur les Matériaux Nucléaires/SRNC. Note Technique SRNC 02 – 06, 2002, 72p.

[Halbleib and Mehlorn, 1984] Halbleib J. A. and Mehlhorn T. A., ITS: The Integrated TIGER Series of Coupled Electron/Photon Monte Carlo Transport Codes, Sandia National Laboratories, Albuquerque, NM, Sandia Report: SAND84-0573, 1984

[Haskell et al., 1995] Haskell, E.H., Kenner, G.H., Hayes, R.B. EPR dosimetry of dentine following removal of organic material. *Health Phys.*, 1995, Vol.68, n°4, p. 579-584

[Hassan et al., 1998] Hassan G.M., Ikeya M. and Toyoda S. Lithium lactate as an ESR dosimeter. *Appl. Radiat. Isot.*, 1998, Vol.49, n°7, p. 823-828

[Hervé, 2003] Hervé M-L. Dosimétrie par Résonance Paramagnétique Electronique (RPE) : Etude bibliographique sur les matériaux paramagnétiques et leur comportement en champs photoniques et neutroniques. Rapport SDOS/2003-008, 2003, 55p

[Hubbell, 1982] Hubbell, J.H. Photon Mass Attenuation and Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV. *Int. J. Appl. Radiat. Isot.*, 1982, Vol.33, n°11, p. 1269-1290

[Hütt et al, 1996] Hütt G., Brodski L. and Polyakov. Gamma-ray dose assessment after the 1994 radiation accident in Kiisa (Estonia): preliminary results. *Appl. Radiat. Isot.*, 1996, Vol.47, n°11-12, p. 1329-1334

[IAEA, 1993] The Chernobyl accident: updating of INSAG-1. Vienna (Austria), International Atomic Energy Agency, 1993, serie n°7, 148p.

[IAEA, 2000a] The radiological accident in Yanango. Vienna (Austria), International Atomic Energy Agency, 2000, 55p.

[IAEA, 2000b] The Radiological Accident in Lilo. Vienna (Austria), International Atomic Energy Agency, 2000, 120p.

[IAEA, 2000c] The radiological accident in Istanbul. Vienna (Austria), International Atomic Energy Agency, 2000, 86p.

[IAEA, 2001a] Investigation of an Accidental Exposure of Radiotherapy Patients in Panama. Vienna (Austria), International Atomic Energy Agency, 2001, 126p.

[IAEA, 2001b] Cytogenetic analysis for radiation dose assessment. A manual. Technical Reports Series 405. IAEA (Vienna, Austria), 2001, 138p.

[IAEA, 2002b] The Radiological Accident in Samut Prakarn. Vienna (Austria), International Atomic Energy Agency, 2002, 60p.

[IAEA, 2004] Accidental overexposure of radiotherapy patients in Bialystok. Vienna (Austria), International Atomic Energy Agency, 2004, 112p.

[ICRP, 1975]. Report of the task group on reference man. Oxford, Pergamon Press, International Commission on Radiological Protection, 1975, Publication 23, 480p.

[ICRP 1987] Data for use in protection against external radiation. International Commission on Radiological Protection Publication. 51, 1987, 132p.

[ICRU, 1977] Neutron dosimetry for biology and medicine. International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 26, 1977, 132p.

[ICRU, 1989], Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. International Commission on Radiation Units and Measurements (Bethesda, MD), Report 44, 1989, 187p.

- [ICRU, 1998]** Conversion coefficients for use in radiological protection against external radiation. International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 57, 1998, 137p.
- [ICRU, 2002]** Retrospective assessment of exposures to ionising radiation. International Commission on Radiation Units and Measurements. Report 68, 2002, 144p.
- [Ikeya, 1993]** Ikeya, M. News applications of electron spin resonance. Dating, dosimetry and microscopy. Singapore : World Scientific, 1993, 500p
- [Innes and Brudvig, 1989]** Innes J.B. and Brudvig G.W., Location and magnetic relaxation properties of the stable tyrosine radical in photosystem II. *Biochem.*, 1989, Vol.28, n°3, p. 1116-1125
- [IRSN, 2004]** Rayonnements ionisants et santé. IRSN. Collection « livrets des professionnels », 2004, 17p.
- [Ishii, 1990]** Ishii H., Ikeya M. and Okano M. ESR dosimetry of teeth of residents close to Chernobyl reactor accident, *Nucl. Sci. Technol.*, 1990, Vol. 27, p. 1153-1155
- [ISO 4037-1, 1996]** X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy. Part 1 ISO 4037-1:1996(E), 1996
- [Jonas, 1997]** Jonas M. Concepts and methods of ESR dating. *Radiat. Meas.*, 1997, Vol.27 n°5/6, p. 947-973
- [Kamenopoulou, 1988]** Kamenopoulou V. Propriétés dosimétriques des fibres textiles : applications à la dosimétrie par résonance paramagnétique électronique d'un accident d'irradiation gamma. 184p. Th. : Sciences : Université Paul Sabatier Toulouse :1988
- [Karrer, 1948]** Karrer P. *Traité de chimie organique*. Neuchatel: Edition du GRIFFON, 1948, 321p
- [Khodalev et al., 1998]** Khodalev G.F., Tarasova E. Yu., Zhitnik A.K., Kalashnikov M.V., Tsvetkov V.I., Kleshchenko E.D., Bochvar I.A., Levochkin F.K. Radiation dose received by a researcher in a critical assembly accident at Russian Federation nuclear center/all-Russian scientific research institute of experimental physics (RFYaTs-VNIIEF) in Sarov. *Atomic Energy*, 1998, Vol.85 n°2, 578-582
- [Komura et al., 2000]** Komura K., Yamamoto M., Muroyama T. The JCO criticality accident at Tokai-Mura, Japan : an overview of the sampling campaign and preliminary results. *J. of Env. Rad.*, 2000, Vol.50, p. 3-14
- [Kramer 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, 1982
- [Le Bihan et al., 1986]** Le Bihan D. *Imagerie par résonance magnétique*. Paris : Edition Masson, 1986, Collection d'imagerie médicale
- [Lee, 1998]** Lee R. W. *Smuggling Armageddon: The Nuclear Black Market in the Former Soviet Union and Europe*. New York : St. Martin's Press, 1998, 199p.
- [Lehmer, 1949]** Lehmer D. H. 2nd Symposium on Large-Scale Digital Calculating Machinery Mathematical methods in large-scale computing units, 1949. Cambridge, Massachusetts, Harvard University, 1949, p. 141-146.

[Lemosquet, 2003] A. Lemosquet, L de Carlan, I. Clairand Voxel anthropomorphic phantoms : review of models used for ionising radiation dosimetry. Radioprotection, 2003, Vol.38, n°4, p. 509-528

[Levene, 1923] Levene P.A. Preparation of α -mannose. J. biol. Chem., 1923, Vol.57, p. 329-336

[Lichtenthaler and Mondel, 1997] Lichtenthaler F.W. and Mondel S. Perspectives in the use of low molecular weight carbohydrates as organic raw materials. Pure & Appl. Chem., 1997, Vol.69, n°9, p. 1853-1866

[Louisot, 1989] Louisot P. Biochimie générale et médicale. Paris : Edition SIMEP, 1989, 488p.

[McNaught and Wilkinson, 1997] McNaught A.D. and Wilkinson A. IUPAC Compendium of Chemical Terminology. 2nd Edition. Oxford : Blackwell Science Publications, 1997

Disponible sur : <http://www.chemsoc.org/chembytes/goldbook/>

[Médioni and Delafield, 1995] Médioni R and Delafield H.J. An international Intercomparison of Criticality accident dosimetry systems at SILENE reactor. Report HPS/TR/H/1(95), 1995, 35p.

[Metropolis et al., 1953] Metropolis N., Rosenbluth A.W., Rosenbluth M.N., Teller A.H. and Teller E., Equation of state calculations by fast computing machines. J. Chem. Phys., 1953, Vol.21, p. 1087-92.

[Miss et al, 2000] Miss J., Jacquet O., Nouri A. Monte-Carlo Conference, 23-26 october 2000, Lisbon. Development and Comparison of Monte Carlo Techniques Implemented in the MORET 4 Code for the Calculation of Loosely Coupled Systems.

[Nakagawa and Nishio, 2000] Nakagawa K. and Nishio T. Electron Paramagnetic Resonance investigation of sucrose irradiated with heavy ions. Radiation Research, 2000, Vol.153, p. 835-839

[Nakajima, 1988] Nakajima, T. Sugar as an emergency populace dosimeter for radiation accidents. Health Phys., 1988, Vol.55 n°6, p. 951-955

[Nakajima, 1995] Nakajima T. ESR of Sugar as a personnel monitor for radiation emergencies. Applied Radiation and Isotopes, 1995, Vol.46, n° 8, p. 819-825

[Mc Naught and Wilkinson, 1997] Mc Naught A.D. and Wilkinson A. International union of pure and applied chemistry, Compendium of Chemical Terminology. IUPAC Recommendations. Deuxième édition. Oxford : Blackwell Scientific Publications, 1997

[NBS, 1957] National Bureau of Standard. Protection Against Neutron Radiation up to 30 Million Electron Volts, NBS: Washington, D.C., 1957

[Nelson and Rogers, 1988] Nelson W.R. and Rogers D.W. Structure and operation of the EGS4 code system. In: Jenkins, T.M., Nelson, W.R., Rindi, A. (Eds.), Monte Carlo Transport of Electrons and Photons. New York : Plenum Press, 1988, p. 287-310

[Nenot, 2001] Nenot J.C. Les accidents d'irradiation, 1950-2000 Radioprotection, 2001, Vol.36, n°4, p. 431-450

[Neuilly, 1998] Neuilly M. Modélisation et estimation des erreurs de mesure. Deuxième édition. Paris : Lavoisier Tec et Doc, 1998, 692p.

[von Neumann, 1951] von Neumann J. Various techniques used in connection with random digits, in A.S. Householder, G.E. Forsythe, and H.H. Germond, eds., Monte Carlo Method,

National Bureau of Standard Applied Mathematics Series, 12 (Washington, D.C.: U.S. Government Printing Office, 1951, p. 36-38.

[**Niehs**] NIEHS, Institut national des sciences pour la santé environnementale
Disponible sur : <http://epr.niehs.nih.gov/pest.html>

[**Nimal, 2003**] Nimal J.C. Activation. Techniques de l'ingénieur, traité génie nucléaire BN 3075, Paris, 2003, 21p.

[**Ogawa et al., 1980**] Ogawa M., Hirashima S., Ishigure K., Oshima K. ESR study on yields and distribution of radicals in organic compounds irradiated with fast neutrons. Radiat. Phys. Chem., 1980, Vol 16, p. 15-19

[**ORNL, 2001**] Oak Ridge Laboratory RSICC Computer Code collection. MCNP4C2 Monte Carlo N-Particle Transport Code System Los Alamos National Laboratory, 2001, 823p.

[**Ortiz, 2000**] Ortiz P., Oresgun M., and Wheatley J., Lessons from major radiation accidents. International Atomic Energy Agency, IAEA, 2000

[**Panepucci et al., 1972**] Panepucci, H., Mascarenhas, S. and Terrille C. Latin American Conference in Med. Phys. and Rad. Protection. Bone as a dosimeter. Sao Paulo, Brazil: Inst. Energia Atomica, 1972 Proc. 1st

[**Pilbrow, 1996**] ESR Fundamentals J.R. Pilbrow Appl. Radiat. Isot., 1996, Vol.47, n°11/12, p. 1465-1470

[**Poole, 1983**] Poole, C.P.Jr. Electron spin resonance. A comprehensive treatise on experimental techniques. New York : Dover Publications, Inc. Mineola, 1983, 780p.

[**Prouza et al., 1989**] Prouza Z. Obráz O., Sopko B., Spurny F. Skubal A., Kits J. and Latal F. Dosimetric parameters of a new Czechoslovak neutron Si diode. Radiat. Prot. Dosim., 1989, Vol.28, n°4, p. 277-281

[**Rastogi et al., 2002**] Rastogi R.P., Husain M.M., Chand P., Misra G.P, Das M. Anomalous control mechanism in a B-Z type oscillator involving fructose as organic substrate. Chemical Physics Letters, 2002, Vol.353, p. 40-48

[**Regulla and Deffner, 1989**] D.F. Regulla and U. Deffner. Dose estimation by ESR spectroscopy at a fatal radiation accident. Appl. Radiat. Isot., 1989, Vol.40, n°10-12, p. 1039-1043

[**Romanyukha et al., 1994**] Romanyukha, A.A., Regulla, D., Vasilenko E. and Wieser A. South Ural nuclear workers: Comparison of individual doses from retrospective EPR dosimetry and operational personal monitoring Appl. Radiat. Isot., 1994, Vol.45, n°12, p. 1195-1199

[**Romanyukha et al., 2002**] Romanyukha, A.A., Seltzer S.M., Desrosiers M., Ignatiev E.A., Ivanov D.V., Bayankin S., Degteva M.O. Eichmiller F.C., Wieser A., Jacob P. Correction factors in the EPR dose reconstruction for residents of the middle and lower Techa river. Health Phys., 2002, Vol.81, p. 554-566

[**Rosenthal, 1993**] I. Rosenthal. Analytical methods for post-irradiation dosimetry of foods. Pures and appl. Chem., 1993, Vol.65, n° 1, p. 165-172

[**Rossi et al., 2000**] Rossi A.M., Wafcheck C.C., de Jesus E.F. and Pelegrini, F. Electron spin resonance dosimetry of teeth of Goiania radiation accident victims. Appl. Radiat. Isot., 2000, Vol.52, p. 1297-1303

[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. RGN, 2004, n°3, p. 20-27

[Rupp et al., 1978] Rupp H., Rao K.K., Hall D.O. and Cammack R. Electron spin relaxation of iron-sulphur proteins studied by microwave power saturation. Biochim. Biophys. Acta, 1978, Vol.573, n°2, p. 255-260

[Salvat et al., 2003] Salvat F. Fernandez-Varea J.M., Sempau J. Penelope-a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport AEN NEA, 2003

[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 Phys., 1993, Vol.65, n°2, p. 131-140

[Shiraishi et al., 2002a] Shiraishi, K., Wanitsuksombut, W., Chinudomsab, K., Suzuki, G. and Nishizawa, K. ESR dose estimation of radiological accident in Samut Prakarn, Thailand using sugar samples and an ESR method. Advances in ESR Appl., 2002, Vol.18, p. 207-209

[Shiraishi et al., 2002b] Shiraishi, K., Iwasaka, M., Miyazawa, C., Yonehara, H. and Matsumoto, M. ESR dosimetry in the JCO criticality accident. Advances in ESR Appl., 2002, Vol.18, p. 203-206

[del Signore, 2000] del Signore F. Dosimétrie par résonance paramagnétique électronique avec des pastilles d'alanine. Rapport de stage à l'IPSN, 2000, 39p

[Snyder et al., 1969] Snyder W.S., Ford M.R., Warner G.G., Fischer H.L. Estimates of absorbed fraction for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. J. of Nucl. Med. Int. Radiat. Dose Committee Pamphlet n°5, supplement n°3, 1969

[Spurny et al., 1976] Spurny, F., Médioni, R. and Portal, G. Energy transfer to some TLD materials by neutrons comparison of theoretical and experimental data. Nucl. Instr. and Meth., 1976, Vol.138, n°1, p. 165-171

[Takada and Hoshi, 2000a] Takada J. and Hoshi M. External dose to 350 m zone residents around the Tokaimura criticality accident site. Journ of Env. Rad., 2000, Vol.50, p. 43-48

[Takada et al., 2000b] Takada J., Hoshi M., Endo S., Stepanenko V.F., Kondrashov A.E., Petin D., Skvortsov V., Ivannikov A., Tikounov D., Gavrilin Y., Snykov V.P.. Dosimetry studies in Zaborie village. Applied Radiation and Isotopes, 2000, Vol.52, p. 1165-1169

[Trivedi and Greenstock, 1993] Trivedi A. and Greenstock C.L. Use of sugars and hair for ESR Emergency Dosimetry. Appl. Radiat. Isot., 1993, Vol.44, p. 85-90

[Trompier et al., 2004] Trompier F., Fattibene P., Tikunov D., Bartolotta A., Carosi A. and Doca M.C. EPR dosimetry in a mixed field neutron and gamma radiation field. Radiat. Prot. Dosim., 2004, Vol.110, p. 437-442

[Trompier et al., 2005] Trompier, F., Tikunov, D.D., Ivannikov, A. and Clairand, I. ESR investigation of joint use of dentin and tooth enamel to estimate photon and neutrons dose components of a mixed field. Radiat. Prot. Dosim., 2005, XXX-XXX

[Vanhaelewyn, 2000] Vanhaelewyn G., Sadlo J., Callens F., Mondelaers W., De Frenne D. and Matthys P.A decomposition study of the EPR spectrum of irradiated sucrose. Appl. Radiat. and Isot., 2000, Vol.52, n°5, p. 1221-1227

- [Van der Zee and Van den Broek, 1998]** Van der Zee J. and Van den Broek P. J. A. Determination of the Ascorbate Free Radical Concentration in Mixtures of Ascorbate and Dehydroascorbate. *Free Radical Biology & Medicine*, 1998, Vol.25, n°3, p. 282–286
- [Veit et al, 1989]** Veit R., Zankl M., Petoussi N., Mannweiler E., Williams G., Drexler G. Tomographic anthropomorphic models, part I: construction technique and description of models of an 8 week old baby and a 7 year old child GSF-Bericht 3/89 (Neuherberg: GSF-National Research Center for Environment and Health), 1989
- [Voisin, 2000]** Voisin, P. Effets des rayonnements ionisants. Les conséquences mesurables au niveau cellulaire. Clef CEA 43, 2000
- [Vion-Dury, 2002]** Vion-Dury J. Cours de Résonance magnétique spectroscopie et imagerie. Ville : Edition Ellipses, 2002, 320p
- Weber R.T.** (1995) EMX user's manual. EPR division. Bruker Instruments Inc. Billerica, MA USA, 2.21
- [Wieser et al., 1994]** Wieser A., Göksu H.Y., Regulla D.F. and Vogenauer. Limits of retrospective accident dosimetry by EPR and TL with natural materials. *Radiat. Measurements*, 1994, Vol.23, n°2/3, p. 509-514
- [Wolff, 1993]** Wolff S.P., Diabetes Mellitus and free radical. London : K.H. Cheeseman, T.F. Slater (Eds.), 1993, *Free Radicals in Medicine*, British Medical Bulletin, Churchill Livingstone. Vol.49, 642-652
- [Wu et al., 1995]** Wu K., Sun C.P. and Shi Y.M. Dosimetric properties of watch glass: a potential practical ESR dosimeter for nuclear accidents. *Radiat. Prot. Dosim.*, 1995, Vol.59, n°3, p. 223-225
- [Xu et al., 2000]** Xu X. G., Chao T. C., and Bozkurt A. VIP-Man: an image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the visible human project for multi-particle Monte Carlo calculations. *Health Phys.*, 2000, Vol.78, n°5, p. 476 - 486.
- [Yordanov et al., 2002]** Yordanov N.D., Gancheva V., Georgieva E. EPR and UV spectroscopic study of table sugar as a high-dose dosimeter. *Radiation Physics and Chemistry*, 2002, Vol.65, p. 269-276
- [Yordanov and Georgieva, 2004]** Yordanov N. D. and Georgieva E. EPR and UV spectral study of gamma-irradiated white and burned sugar, fructose and glucose. *Spectrochimica Acta Part A: Molecular and Biomolecular Spectroscopy*, 2004, Vol.60, n°6, p. 1307-1314
- [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. *Radiat. Envir. Biophys.*, 1988, Vol.27, p. 153-64
- [Zavoiski, 1945]** Paramagnetic relaxation of liquid solutions for perpendicular fields. E.K. Zavoisky. *J. Phys. USSR*, 1945, Vol.9, p. 211-217

**ANNEXE : FICHIER D'ENTREE DU CODE MCNP : FANTOME MATHEMATIQUE STANDARD AVEC LA
TETE MODIFIEE ET LA DEFINITION DES POINTS MESURABLES PAR RPE**

C ***** 2.0 Skeleton *****

C Entire spine

6 2 -1.4 (-70 -74 71) 8000 22I 8023 VOL=710.96 imp:p,n=1

C Ribs all ribs 1

19 2 -1.4 81 -80 ((83 -82 4000 4001 4002 4003 4004 4005
4006 4007 4008 4009 4010 4011 4012 4013 4014 4015):(85 -84
4016 4017 4018 4019 4020 4021 4022 4023 4024 4025 4026 4027
4028 4029 4030 4031):(87 -86 4032 4033 4034 4035 4036 4037
4038 4039 4040 4041 4042 4043 4044 4045 4046 4047):(89 -88
4048 4049 4050 4051 4052 4053 4054 4055 4056 4057 4058 4059
4060 4061 4062 4063):(91 -90 4064 4065 4066 4067 4068 4069
4070 4071 4072 4073 4074 4075 4076 4077 4078 4079):(93 -92
4080 4081 4082 4083 4084 4085 4086 4087 4088 4089 4090 4091
4092 4093 4094 4095)) VOL=341.49 imp:p,n=1

20 2 -1.4 81 -80 ((95 -94 4096 4097 4098 4099 4100 4101
4102 4103 4104 4105 4106 4107 4108 4109 4110 4111):(97 -96
4112 4113 41113 4114 4115 4116 4117 4118 4119 4120 4121 4122
4123 4124 4125 4126):(99 -98 4127 4128 4129 4130 4131 4132
4134 4135 4136 4137 4138 4139 4140 4141 4142 4143):
(101 -100 4144 4145 4146 4147 4148 4149 4150 4151 4152 4153
4154 4155 4156 4157 4158 4159):(103 -102 4160 4161 4162 4163
4164 4165 4166 4167 4168 4169 4170 4171 4172 4173 4174 4175)
:(105 -104 4176 4177 4178 4179 4180 4181 4182 4183 4184 4185
4186 4187 4188 4189 4190 4191)) VOL=341.37 imp:p,n=1

C Clavicles both

22 2 -1.4 (-110 ((111 -113):(-112 114))) 8200 8201 8202
8203 VOL=52.54 imp:p,n=1

C Scapulae both

25 2 -1.4 (80 -121 126 -127 ((122 -124):(-123 125)))
8060 22I 8083 VOL=198.10 imp:p,n=1
C Pelvis

26 2 -1.4 (130 -131 132 -133 3 -135 8090 18I 8109)
:(130 -131 132 135 -71 8110 13I 8124) VOL=599.71 imp:p,n=1
C Arm bones both

29 2 -1.4 3 -142 (-140(5004 2I 5007 5012 2I 5015 5020
2I 5023 5028 2I 5031 5036 2I 5039 5044 2I 5047 5052 2I 5055
5060 2I 5063 5068 2I 5071 5076 2I 5079 5082 5083 5086 5087
5090 5091 5094 5095 5098 5099 5115 13I 5129)
:-141(5000 2I 5003 5008 2I 5011 5016
2I 5019 5024 2I 5027 5032 2I 5035 5040 2I 5043 5048 2I 5051
5056 2I 5059 5064 2I 5067 5072 2I 5075 5080 5081 5084 5085 5088
5089 5092 5093 5096 5097 5100 13I 5114)) VOL=935.37 imp:p,n=1
C Leg bones both

32 2 -1.4 -3 152 (-150(3000 77I 3078):-151(2000 77I 2078))
VOL=2715.12 imp:p,n=1
C ***** 4.0 Head and Neck Organs *****
C ***** 5.0 Upper Chest Organs *****
C Lungs both

52 3 -0.296 182 ((-181 (-185:186:184:-183)):
(-180 (189:188:187))) VOL=3375.64 imp:p,n=1
C Thymus

53 1 -1.04 -195 VOL=20.11 imp:p,n=1
C Heart outline of heart

66 1 -1.04 (200 ((-201 -202):(201 -204))):
(-200 ((-201 -210):(201 -206))) VOL=740.13 imp:p,n=1
C ***** 6.0 Middle Chest Organs *****
C Adrenals both

72 1 -1.04 222 (-220:-221) VOL=15.69 imp:p,n=1
C Kidneys both

75 1 -1.04 (-230 232):(-231 -233) VOL=287.46 imp:p,n=1
C Liver

76 1 -1.04 -240 -241 12 -242 VOL=1831.95 imp:p,n=1
C Gall bladder wall & contents

79 1 -1.04 (-254 -251):(254 -253 -255) VOL=63.64 imp:p,n=1
C Pancreas
C {nb in below replace #232 by #263 if surf defs are different}

80 1 -1.04 -260 261 (262:-232) VOL=90.59 imp:p,n=1
C Spleen

81 1 -1.04 -270 VOL=175.83 imp:p,n=1
C Stomach wall & contents

84 1 -1.04 -280 VOL=401.88 imp:p,n=1
C ***** 7.0 Lower Trunk Area Organs *****

C 7.1 S. intestine

90 1 -1.04 -130 291 -292 293 -12
C remove a. colon
(300:303:-293)

C remove t. colon
(310:312:-313)

C remove d. colon
(320:303:-293)
VOL=1055.68 imp:p,n=1

C A. colon wall & contents

93 1 -1.04 -300 302 -303 VOL=187.62 imp:p,n=1
C T. colon wall & contents

96 1 -1.04 -310 -312 313 VOL=247.25 imp:p,n=1
C D. colon wall & contents
C {nb. in below replace #303 by #323 if surf defs differ }

99 1 -1.04 -320 322 -303 VOL=192.17 imp:p,n=1
C S. colon wall and contents
C {nb. in below replace #322 by #335 if surf defs differ }

106 1 -1.04 (-330 334 -322):(-332 -334 3)
VOL=106.17 imp:p,n=1
C U. bladder wall & contents

109 1 -1.04 -340 VOL=248.26 imp:p,n=1
C ***** 8.0 Gender Specific Descriptions *****

C Male Testes both

122 1 -1.04 -350:-351 VOL=37.56 imp:p,n=1
C Male Genitalia

123 1 -1.04 -2 -3 352 -353 354 -355 390 392
C remove Testes (left / right) vol=37.6
350 351
VOL=130.83 imp:p,n=1

C Female

C 8.2.1 Ovaries both

126 1 -1.04 -360:-361 VOL=8.38 imp:p,n=1
C 8.2.2 Uterus

129 1 -1.04 -363 364 VOL=75.99 imp:p,n=1
C reserve spaces for uterine contents


```

C 8.2.3 Breasts both glands
c 133 1 -1.04 (10 (-371:-373)) VOL=1 imp:p,n=1
C ***** 9.0 Skin covering the phantom *****
C 9.1 Head Region
C 9.2 Trunk Region
C 9.2.1 Male Trunk
138 1 -1.04 (1130 -394 21 -384) (-21 -384 10 3) VOL=1 imp:p,n=1
C 9.2.2 Female Trunk (trunk part)
139 1 -1.04 (-384 -394 3 (10:21:-3))
C plus breast part
c (10 ((-370 371):(-372 373)))
C remove material under neck
(1130:-21:394)
C remove material under breast area (left / right)
VOL=1434.95 imp:p,n=1
C 9.3 Arm Region (not available for this phantom)
C 9.4.1&2 both legs
142 1 -1.04 (-390:-392) 398 -3 ((30 31):-32)
VOL=1757.98 imp:p,n=1
C ***** 10.0 Anatomical Region Descriptions *****
C 10.1 head and neck /* outline of area */
C 10.2 outer trunk: contents - mat outside ribs; arms, scapulae
C /* outline of area */ /* total vol= */
152 1 -1.04 -21 -10 3 80
C remove scapulae (left / right) /* vol=202 */
C (nb. in next 2 lines replace -80 by -120 if they differ
(-80:121:-122:124:-126:127)
(-80:121:123:-125:-126:127)
C remove arm bones (left / right) /* vol=956 */
(-3:140:142) (-3:141:142)
VOL=6193.28 imp:p,n=1
C 10.3 very upper torso: contents - mat above ribs, clavicles, prt f spine
C /* outline of area */
154 1 -1.04 -21 -80 82
C remove spine
(70:21:-82)
C remove clavicles (left / right)
(110:-111:113) (110:112:-114)
C remove tip of lungs (left / right)
(-82:180) (-82:181)

```

C remove male esophagus /*** GS ***/
(405:21:-82)
VOL=1310.83 imp:p,n=1

C 10.4 upper rib cage non bone: below clavicles to top of liver (ribs 1-9)
C /* outline of area */
156 1 -1.04 -80 81 11 -82
C remove (ribs 1-9) /* vol=9*57.833=520.5 */
(80:-81:82:-83) (80:-81:84:-85) (80:-81:86:-87)
(80:-81:88:-89) (80:-81:90:-91) (80:-81:92:-93)
(80:-81:94:-95) (80:-81:96:-97) (80:-81:98:-99)
VOL=473.01 imp:p,n=1

C 10.5 lower rib cage non bone: material below bottom of lungs (ribs 10-12)
C /* outline of area */ /* vol=336.7 */
158 1 -1.04 -80 81 -11 105
C remove (ribs 10-12) /* vol=3*57.833=173.5 */
(80:-81:100:-101) (80:-81:102:-103) (80:-81:104:-105)
VOL=163.3 imp:p,n=1

C 10.6 upper inner chest: contents - mat inside rib cage above liver, lungs
C heart, thymus, part of spine,
C /* outline of area */
C /* basic outline */ /* vol=11594. */
160 1 -1.04 -81 -82 11
C remove spine /* vol=377.8 */
(70:82:-11)
C remove thymus /* vol=20.1 */
195
C remove lungs (left / right) /* vol=1560+1810=3370 */
(180:82:-182:(-189 -188 -187))
(181:82:-182:(185 -186 -184 183))
C remove heart /* vol=740 */
#66
C @ (-200:201:202) (-200:-201:204) (200:201:210) (200:-201:-206)
C remove male esophagus /* vol=30.2 */ /*** GS ***/
(405:82:-11)
VOL=7044.69 imp:p,n=1

C 10.7 middle inner chest: contents - mat inside rib cage below top of liver
C and above bottom of liver
C /* outline of area */
C /* basic outline */ /* vol=8168.4 */
162 1 -1.04 ((-81 -11 105):(-80 -105 12))

C remove spine /* 255.3 */
 (70:11:-12)
 C remove kidneys (left / right) /*vol=2*144=288 */
 (230:-232) (231:233)
 C remove liver /* vol=1830 */
 (240:241:242:-12)
 C remove gall bladder /* vol=10.1 */
 (254:251) (-254:253:255)
 C remove spleen /* vol=176 */
 270
 C remove adrenals (left / right) /* vol=2*7.85=15.7 */
 (220:-222) (221:-222)
 C remove pancreas /* vol=90.7 */
 (260:-261:(-262 232))
 C remove stomach /* vol=402 */
 280
 C in above line only replace -232 by surface #-263 if they differ
 C remove male esophagus /* vol=0.31 */ /**** GS *****/
 (405:11:-242)
 VOL=5043.69 imp:p,n=1
 C 10.8 lower trunk: contents - G.I. tract, pelvis, uterus, ovaries
 C /* outline of area */ /* vol=14131.5 */
 164 1 -1.04 -80 3 -12
 C remove spine /* vol=78.5 */
 (70:-71:12)
 C remove s. intestine /* vol=1060 ? */
 (130:-291:292:-293:12)
 C remove a. colon /* vol=187.5 */
 (293:300:-302)
 C remove d. colon /* vol=191.9 */
 (293:320:-322)
 C remove s. colon /* vol=106 */
 (330:-334:322) (332:334:-3)
 C remove pelvis /* 606 */
 c #26
 (-130:131:-132:133:-3:135) (-130:131:-132:-135:71)
 C remove u. bladder /* vol=248.7 */
 340
 C remove uterus /* vol=76 */
 (363:-364)

```

C   remove    ovaries /* vol=2*4.19=8.38 */
      360 361
      VOL=11321.70 imp:p,n=1
C   nb. in above line only, replace #12 by #294, #322 by #335, #130 by #290, if they differ
C   nb. in above line only replace #71 by #134, if they differ
C   10.9 legs
C           /* outline of area */
166  1 -1.04   (-30:-31) 32 -3 ((150 151):-152)
      VOL=17977.6 imp:p,n=1
C   ***** 11.0 Male Esophagus /*** GS ***/ *****
170  1 -1.04 242 -406 -405 VOL=33.87 imp:p,n=1
c   ****AIR AIR AIR*AIR AIR AIR*AIR AIR AIR*AIR AIR AIR*AIR AIR
C   Air Cylinder surrounding the phantom
198  4 -0.001198 -400 7000 16I 7017 6000 34I 6035
C   remove    trunk region
      (-3:394:384)
C   remove    breast region
c           (-384:(370 372))
C   remove    leg region
      ((3:-398:(390 392))
C   remove    genitalia
      (2:3:-352:353:-354:355:-390:-392))
c   remove tete
      ((1103 1131 -1125 1130):((-1103 1129 1130 1128) 1041 1042)
      :(1103 1125 1128 1132 1133 1134 1135 1136)) imp:p,n=1
c   $ air -back-face-haut back
C   void area
202  0   400  imp:p,n=0
c   *****definition des regions bis *****
c   *****TETE (tissu mou)*****
c   //cou//
1005  1 -1.04 ((-1020 -1091 1055 1053) ((1057 -1104 1058 1087)
      :(1059 1060 1104 1087)))
c   //back//
      :((-1023 -1125 1091 1103 1030)
      :((1125 1103 1030 (-1120:-1121:-1122:-1123:-1124))))
c   //face///
      :((-1021 -1056 1091 -1103 1053 1030):(-1030 -1047))
      (((1032:-1033:-1034:1035) -1063):(1063 (1049:-1050):1102:-1034:1052))
      1041 1042 (1037:-1038:1039:-1035:1063) #1009)) VOL=1864.12 imp:p,n=1

```

c *****PEAU*****

1010 1 -1.04 (-1131 1023 1103 -1125)
 :(-1130 1020)
 :(-1129 1021 -1103 1020 1041 1042)
 :(-1128 1028 1056)
 :(-1132 1120 1103):(-1133 1121 1103):(-1134 1122 1103)
 :(-1135 1123 1103):(-1136 1124 1103) imp:p,n=1 VOL=275.1 \$ peau

c *****CRANE supe et inf*****

1006 2 -1.4 ((-1028 1024 -1027 1047):(-1030 1026 -1031 1047)) 8050
 8051 8052 8053 8054 8055 8056 VOL=333.33 imp:p,n=1

c *****CERVEAU*****

1007 1 -1.04 (-1024 -1025):(-1026 -1029 1047) VOL=1557.24 imp:p,n=1

c c *****MACHOIRE*****

1008 2 -1.4 (-1032 1033 1034 -1035 -1036):(-1049 1050 -1051 -1052)
 VOL=166.79 imp:p,n=1

c ***** face dessus *****

1009 2 -1.4 -1043 1039 -1047 -1045 1041 1042 -1047 VOL=266.6 imp:p,n=1

c *****YEUX*****

1015 1 -1.04 -1041:-1042 VOL=15.21 imp:p,n=1

c *****SPINE*****

1019 2 -1.4 (-1053 1054 1055 1030 -1056) 8024 8025 8026 8027
 VOL=110.92 imp:p,n=1 \$ squelette spine

1020 1 -1.04 -1054 -1056 1055 1030 VOL=21.59 imp:p,n=1 \$ tissu spine

c *****thyroide*****

1021 1 -1.04 (((-1057:-1058)-1088):-1059:-1060)
 :(-1087((1057 1058 1059 1060):1088)) VOL=20.90 imp:p,n=1 \$ thyroide

c *****émail et dentine *****

1031 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 -1064 1069 -1040 -1094) VOL=0.92 imp:p,n=1	1038 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 1097 -1096 -1094 -1040) #1037 VOL=0.47 imp:p,n=1 \$4HD
1032 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 1093 -1094 -1040) #1031 VOL=0.52 imp:p,n=1 \$email 1HD	1039 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 -1084 1085 -1040 -1094) VOL=0.46 imp:p,n=1
1033 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 -1070 1071 -1040 -1094) VOL=0.80 imp:p,n=1	1040 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 1098 -1097 -1094 -1040) #1039 VOL=0.42 imp:p,n=1 \$ 5HD
1034 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 1095 -1093 -1094 -1040) #1033 VOL=0.50 imp:p,n=1 \$2HD	1071 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 -1086 -1105 -1040) VOL=0.31 imp:p,n=1
1035 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 -1072 1077 -1040 -1094) VOL=0.65 imp:p,n=1	1072 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 -1040 -1098 -1106) #1071 VOL=0.34 imp:p,n=1 \$e6HD
1036 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 1096 -1095 -1094 -1040) #1035 VOL=0.45 imp:p,n=1 \$3HD	1073 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 1107 -1108 -1040) VOL=0.46 imp:p,n=1
1037 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 -1078 1083 -1040 -1094) VOL=0.66 imp:p,n=1	1074 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 -1040 1106 -1109) #1073 VOL=0.39 imp:p,n=1 \$eHD
	1075 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 1110 -1111 -1040)

VOL=0.28 imp:p,n=1
1076 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 -1040 1109 -1112) #1075
VOL=0.29 imp:p,n=1 \$email8HD
c *****
1041 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 -1064 1069 -1040 1094)
VOL=0.92 imp:p,n=1
1042 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 1093 1094 -1040) #1041
VOL=0.52 imp:p,n=1 \$email IHG
1043 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 -1070 1071 -1040 1094)
VOL=0.80 imp:p,n=1
1044 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 1095 -1093 1094 -1040)
#1043
VOL=0.50 imp:p,n=1 \$2HG
1045 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 -1072 1077 -1040 1094)
VOL=0.65 imp:p,n=1
1046 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 1096 -1095 1094 -1040)
#1045
VOL=0.45 imp:p,n=1 \$3HG
1047 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 -1078 1083 -1040 1094)
VOL=0.66 imp:p,n=1
1048 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 1097 -1096 1094 -1040)
#1047
VOL=0.47 imp:p,n=1 \$4HG
1049 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 -1084 1085 -1040 1094)
VOL=0.46 imp:p,n=1
1050 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 1098 -1097 1094 -1040)
#1049
VOL=0.42 imp:p,n=1 \$5HG
1077 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 -1086 1113 -1040)
VOL=0.31 imp:p,n=1
1078 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 -1040 -1098 1114) #1077
VOL=0.34 imp:p,n=1 \$email6HD
1079 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 1116 -1115 -1040)
VOL=0.46 imp:p,n=1 \$d
1080 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 -1040 1117 -1114) #1079
VOL=0.39 imp:p,n=1 \$email7HD
1081 7 -2.18 (-1061 1062 -1039 1066 1119 -1118 -1040)
VOL=0.28 imp:p,n=1 \$d
1082 6 -2.92 (-1037 1038 -1039 1092 -1040 1112 -1117) #1081
VOL=0.29 imp:p,n=1 \$email8HG
c
1051 7 -2.18 (-1061 1062 -1065 1035 -1064 1069 -1040 -1094)
VOL=0.92 imp:p,n=1
1052 6 -2.92 (-1037 1038 1035 -1092 1093 -1094 -1040) #1051
VOL=0.52 imp:p,n=1 \$email
1053 7 -2.18 (-1061 1062 -1065 1035 -1070 1071 -1040 -1094)
VOL=0.8 imp:p,n=1
1054 6 -2.92 (-1037 1038 1035 -1092 1095 -1093 -1094 -1040)
#1053
VOL=0.5 imp:p,n=1 \$
1055 7 -2.18 (-1061 1062 -1065 1035 -1072 1077 -1040 -1094)

VOL=0.65 imp:p,n=1
1056 6 -2.92 (-1037 1038 1035 -1092 1096 -1095 -1094 -1040)
#1055
VOL=0.45 imp:p,n=1
1057 7 -2.18 (-1061 1062 -1065 1035 -1078 1083 -1040 -1094)
VOL=0.66 imp:p,n=1
1058 6 -2.92 (-1037 1038 1035 -1092 1097 -1096 -1094 -1040)
#1057
VOL=0.47 imp:p,n=1
1059 7 -2.18 (-1061 1062 -1065 1035 -1084 1085 -1040 -1094)
VOL=0.46 imp:p,n=1
1060 6 -2.92 (-1037 1038 1035 -1092 1098 -1097 -1094 -1040)
#1059
VOL=0.42 imp:p,n=1
1083 7 -2.18 (-1061 1062 -1065 1035 -1086 -1105 -1040)
VOL=0.31 imp:p,n=1
1084 6 -2.92 (-1037 1038 1035 -1092 -1040 -1098 -1106) #1083
VOL=0.34 imp:p,n=1 \$e6BD
1085 7 -2.18 (-1061 1062 -1065 1035 1107 -1108 -1040)
VOL=0.46 imp:p,n=1
1086 6 -2.92 (-1037 1038 1035 -1092 -1040 1106 -1109) #1085
VOL=0.39 imp:p,n=1 \$e7BD
1087 7 -2.18 (-1061 1062 -1065 1035 1110 -1111 -1040)
VOL=0.28 imp:p,n=1
1088 6 -2.92 (-1037 1038 1035 -1092 -1040 1109 -1112) #1087
VOL=0.29 imp:p,n=1 \$e8BD
c *****
1061 7 -2.18 (-1061 1062 -1065 1035 -1064 1069 -1040 1094)
VOL=0.92 imp:p,n=1
1062 6 -2.92 (-1037 1038 1035 -1092 1093 1094 -1040) #1061
VOL=0.52 imp:p,n=1 \$email
1063 7 -2.18 (-1061 1062 -1065 1035 -1070 1071 -1040 1094)
VOL=0.8 imp:p,n=1
1064 6 -2.92 (-1037 1038 1035 -1092 1095 -1093 1094 -1040)
#1063
VOL=0.5 imp:p,n=1
1065 7 -2.18 (-1061 1062 -1065 1035 -1072 1077 -1040 1094)
VOL=0.65 imp:p,n=1
1066 6 -2.92 (-1037 1038 1035 -1092 1096 -1095 1094 -1040)
#1065
VOL=0.45 imp:p,n=1
1067 7 -2.18 (-1061 1062 -1065 1035 -1078 1083 -1040 1094)
VOL=0.66 imp:p,n=1
1068 6 -2.92 (-1037 1038 1035 -1092 1097 -1096 1094 -1040)
#1067
VOL=0.47 imp:p,n=1
1069 7 -2.18 (-1061 1062 -1065 1035 -1084 1085 -1040 1094)
VOL=0.46 imp:p,n=1
1070 6 -2.92 (-1037 1038 1035 -1092 1098 -1097 1094 -1040)
#1069
VOL=0.42 imp:p,n=1

c omoplates	8081 2 -1.4 -8081 imp:p,n=1 VOL=0.0654	8108 2 -1.4 -8108 imp:p,n=1 VOL=0.180
8060 2 -1.4 -8060 imp:p,n=1 VOL=0.2680	8082 2 -1.4 -8082 imp:p,n=1 VOL=0.0654	8109 2 -1.4 -8109 imp:p,n=1 VOL=0.180
8061 2 -1.4 -8061 imp:p,n=1 VOL=0.2680	8083 2 -1.4 -8083 imp:p,n=1 VOL=0.0654	8110 2 -1.4 -8110 imp:p,n=1 VOL=0.180
8062 2 -1.4 -8062 imp:p,n=1 VOL=0.2680	c pelvis	8111 2 -1.4 -8111 imp:p,n=1 VOL=0.180
8063 2 -1.4 -8063 imp:p,n=1 VOL=0.2680	8090 2 -1.4 -8090 imp:p,n=1 VOL=0.180	8112 2 -1.4 -8112 imp:p,n=1 VOL=0.180
8064 2 -1.4 -8064 imp:p,n=1 VOL=0.2680	8091 2 -1.4 -8091 imp:p,n=1 VOL=0.180	8113 2 -1.4 -8113 imp:p,n=1 VOL=0.180
8065 2 -1.4 -8065 imp:p,n=1 VOL=0.2680	8092 2 -1.4 -8092 imp:p,n=1 VOL=0.180	8114 2 -1.4 -8114 imp:p,n=1 VOL=0.180
8066 2 -1.4 -8066 imp:p,n=1 VOL=0.2680	8093 2 -1.4 -8093 imp:p,n=1 VOL=0.180	8115 2 -1.4 -8115 imp:p,n=1 VOL=0.180
8067 2 -1.4 -8067 imp:p,n=1 VOL=0.2680	8094 2 -1.4 -8094 imp:p,n=1 VOL=0.180	8116 2 -1.4 -8116 imp:p,n=1 VOL=0.180
8068 2 -1.4 -8068 imp:p,n=1 VOL=0.2680	8095 2 -1.4 -8095 imp:p,n=1 VOL=0.180	8117 2 -1.4 -8117 imp:p,n=1 VOL=0.180
8069 2 -1.4 -8069 imp:p,n=1 VOL=0.2680	8096 2 -1.4 -8096 imp:p,n=1 VOL=0.180	8118 2 -1.4 -8118 imp:p,n=1 VOL=0.180
8070 2 -1.4 -8070 imp:p,n=1 VOL=0.2680	8097 2 -1.4 -8097 imp:p,n=1 VOL=0.180	8119 2 -1.4 -8119 imp:p,n=1 VOL=0.180
8071 2 -1.4 -8071 imp:p,n=1 VOL=0.2680	8098 2 -1.4 -8098 imp:p,n=1 VOL=0.180	8120 2 -1.4 -8120 imp:p,n=1 VOL=0.180
8072 2 -1.4 -8072 imp:p,n=1 VOL=0.0654	8099 2 -1.4 -8099 imp:p,n=1 VOL=0.180	8121 2 -1.4 -8121 imp:p,n=1 VOL=0.180
8073 2 -1.4 -8073 imp:p,n=1 VOL=0.0654	8100 2 -1.4 -8100 imp:p,n=1 VOL=0.180	8122 2 -1.4 -8122 imp:p,n=1 VOL=0.180
8074 2 -1.4 -8074 imp:p,n=1 VOL=0.0654	8101 2 -1.4 -8101 imp:p,n=1 VOL=0.180	8123 2 -1.4 -8123 imp:p,n=1 VOL=0.180
8075 2 -1.4 -8075 imp:p,n=1 VOL=0.0654	8102 2 -1.4 -8102 imp:p,n=1 VOL=0.180	8124 2 -1.4 -8124 imp:p,n=1 VOL=0.180
8076 2 -1.4 -8076 imp:p,n=1 VOL=0.0654	8103 2 -1.4 -8103 imp:p,n=1 VOL=0.180	c clavicle
8077 2 -1.4 -8077 imp:p,n=1 VOL=0.0654	8104 2 -1.4 -8104 imp:p,n=1 VOL=0.180	8200 2 -1.4 -8200 imp:p,n=1 VOL=0.524
8078 2 -1.4 -8078 imp:p,n=1 VOL=0.0654	8105 2 -1.4 -8105 imp:p,n=1 VOL=0.180	8201 2 -1.4 -8201 imp:p,n=1 VOL=0.524
8079 2 -1.4 -8079 imp:p,n=1 VOL=0.0654	8106 2 -1.4 -8106 imp:p,n=1 VOL=0.180	8202 2 -1.4 -8202 imp:p,n=1 VOL=0.524
8080 2 -1.4 -8080 imp:p,n=1 VOL=0.0654	8107 2 -1.4 -8107 imp:p,n=1 VOL=0.180	8203 2 -1.4 -8203 imp:p,n=1 VOL=0.524

C ////////////////Surface Descriptions

C 0. Basic Planes

- 1 PX 0
- 2 PY 0
- 3 PZ 0
- 4 pz -25
- 5 pz -45
- 6 pz -69

C //////////////// 1. Body Region

C 1.1 Trunk

C outer ellipsoid

10 SQ 1 4 0 0 0 0 -400 0 0 0

C plane between upper and middle trunk
(just under lungs)

11 PZ 43.25

C plane between middle and lower trunk
(just under liver)

12 PZ 27

C MIRD compatibility surfaces

C inner ellipsoids

C %13 SQ 1 4 0 0 0 0 -80 0 0 0

C %14 SQ 1 4 0 0 0 0 -160 0 0 0

C %15 SQ 1 4 0 0 0 0 -240 0 0 0

C %16 SQ 1 4 0 0 0 0 -320 0 0 0

C trunk division planes

C %17 PZ 14

C %18 PZ 28

C %19 PZ 42

C %20 PZ 56

21 PZ 70

C 1.3 Legs

C (left / right)

30 GQ 1 1 0 0 0 -0.2 -20 0 0 0

31 GQ 1 1 0 0 0 0.2 20 0 0 0

32 PZ -80

C MIRD compatibility surfaces

C %33 PZ -20

C %34 PZ -40

C %35 PZ -60

C 1.4 Arms

C (arms are not available for this phantom)

C ////////////////2. Skeleton ////////////////

C 2.1 Skull (head)

C 2.2 Spine

70 SQ 6.25 4.0 0 0 0 0 -25 0 5.5 0

71 PZ 22

C %72 PZ 35.1

c 74 PZ 80.54

74 pz 70 C use surface #80 %120 SQ 96.04 289 0 0
0 0 -27755.56 0 0 0
C 2.3 Ribs (outer surface / inner surface)
80 SQ 96.04 289 0 0 0 0 -27755.56 0 0 0
81 SQ 86.49 272.25 0 0 0 0 -23546.9025 0 0
0
82 PZ 67.3
83 PZ 65.9
84 PZ 64.5
85 PZ 63.1
86 PZ 61.7
87 PZ 60.3
88 PZ 58.9
89 PZ 57.5
90 PZ 56.1
91 PZ 54.7
92 PZ 53.3
93 PZ 51.9
94 PZ 50.5
95 PZ 49.1
96 PZ 47.7
97 PZ 46.3
98 PZ 44.9
99 PZ 43.5
100 PZ 42.1
101 PZ 40.7
102 PZ 39.3
103 PZ 37.9
104 PZ 36.5
105 PZ 35.1
C 2.4 Clavicles
110 TZ 0 11.10 68.25 20 0.7883 0.7883
111 P 7.0342 1 0 11.1
112 P 7.0342 -1 0 -11.1
113 P 0.89415 1 0 11.1
114 P 0.89415 -1 0 -11.1
C 2.5 Scapulae (inner surface / outer surface)
121 SQ 96.04 361 0 0 0 0 -34670.44 0 0 0
122 P 0.25 1 0 0
123 P 0.25 -1 0 0
124 P 0.80 1 0 0
125 P 0.8 -1 0 0
126 PZ 50.9
127 PZ 67.3
C 2.6 Pelvis
130 SQ 127.69 127.69 0 0 0 0 -16304.7361 0 -
3.8 0
131 SQ 144.0 144 0 0 0 0 -20736 0 -3 0
132 PY -3
133 PY 5
C use surface #71 %134 PZ 22
135 PZ 14
C 2.7 Arm bones (left / right)
140 GQ 0.510204 0.137174 0 0 0 0.010352 -
19.489796 0 -0.204845
185.877551
141 GQ 0.510204 0.137174 0 0 0 -0.010352
19.489796 0 -0.204845
185.877551
142 PZ 69
143 pz 26
C 2.8 Leg bones (left / right)
150 GQ 1 1 0.009069 0 0 -0.200501 -20 0
1.785714 87.75
151 GQ 1 1 0.009069 0 0 0.200501 20 0 1.785714
87.75
152 PZ -79.8
C //////////////////////////////////////
C 3.0 Bone Marrow Planes
C Reserve lines through 169
C //////////////////////////////////////
C ////////// 4.0 Head and Neck Organs
C 4.1 Brain
C 4.2 Thyroid

c 170 SPH -1.80 -4.00 71.10 1.1
c 171 SPH 1.80 -4.00 71.10 1.1
c 172 TRC -1.8 -4.0 71.1 0 0 3.9 1.1 0.4
c 173 TRC 1.8 -4.0 71.1 0 0 3.9 1.1 0.4
c 174 RCC -1.8 -4.8 71.1 3.6 0 0 0.3
c 175 PZ 71.1
C /////////////// 5.0 Upper Chest Organs
C 5.1 Lungs
C (left / right)
180 SQ 32.4 14.4 1.40625 0 0 0 -810 8.5 0 43.5
181 SQ 32.4 14.4 1.40625 0 0 0 -810 -8.5 0 43.5
182 PZ 43.5
183 PX -5.4
C left ventricle
202 4 SQ 1225 3624.04 1849 0 0 0 -90601 0 0 0
C %203 4 SQ 792.9856 2621.44 1239.04 0 0 0 -50751.0784 0 0 0
C right ventricle
204 4 SQ 240.25 710.7556 1849 0 0 0 -17768.89 0 0 0
C %205 4 SQ 44.3556 172.6596 729.5401 0 0 0 -2363.709924 0 0 0
C left atrium, part 1
206 4 SQ 240.25 280.2276 729 0 0 0 -7005.69 0 0 0
C %207 4 SQ 173.1856 203.9184 574.5609 0 0 0 -4504.557456 0 0 0
C part 2
C %208 4 SQ 110.25 128.5956 729 0 0 0 -3214.89 0 0 0
C %209 4 SQ 71.5716 84.2724 574.5609 0 0 0 -1861.577316 0 0 0
C right atrium
210 4 SQ 1225 1428.84 729 0 0 0 -35721 0 0 0
C %211 4 SQ 991.6201 1167.5889 574.5609 0 0 0 -25792.038801 0 0 0
C /////////////// 6.0 Middle Chest Organs ///////////////
C 6.1 sAdrenals (left / right)
220 1 SQ 6.25 56.25 0.5625 0 0 0 -14.0625 0 0 0
221 2 SQ 6.25 56.25 0.5625 0 0 0 -14.0625 0 0 0
222 PZ 38
C 6.2 Kidneys (left / right)
230 SQ 68.0625 612.5625 45.5625 0 0 0 -1378.265625 6 6 32.5
231 SQ 68.0625 612.5625 45.5625 0 0 0 -1378.265625 -6 6 32.5
232 PX 3
233 PX -3
C 6.3 Liver
240 SQ 64 272.25 0 0 0 0 -17424 0 0 0
184 PY 1.5
185 PZ 46
186 PZ 54
187 PX 8
188 PY 1
189 PZ 55
C 5.2 Thymus
195 SQ 10.24 36 1.44 0 0 0 -23.04 0 -7.3 57
C 5.3 Heart Model
C basic planes
200 4 PX 0
201 4 PZ 0

241 P 1935 1505 -1575 -67725
 242 PZ 43
 C 6.4 Gall bladder
 C %250 3 SO 2
 251 3 SO 2.12
 C %252 3 GQ 1 1 -0.051756 0 0 0 0 0 0.91 -4.
 253 3 GQ 1 1 -0.051756 0 0 0 0 0 0.9646 -4.4944
 254 3 PZ 0
 255 3 PZ 8
 C 6.5 Pancreas
 260 SQ 15.6816 2787.84 368.64 0 0 0 -4014.4896 -1 0 37
 261 PX -1
 262 PZ 37
 C use surface #232 %263 PX 3
 C 6.6 Spleen
 270 SQ 144 441 49 0 0 0 -1764 11 3 37
 C 6.7 Stomach
 280 SQ 576 1024 144 0 0 0 -9216 8 -4 35
 C %281 SQ 310.914543 625.988841 65.36349 0 0 0 -3566.739812 8 -4 35
 C //////////////// 7.0 Lower Trunk Area Organs ////////////////
 C 7.1 S. intestine
 C %290 SQ 127.69 127.69 0 0 0 0 -16304.7361 0 -3.8 0
 291 PY -4.86
 292 PY 2.2
 293 PZ 17
 C use surface #12 %294 PZ 27
 C 7.2 A. colon
 300 SQ 6.25 6.25 0 0 0 0 -39.0625 -8.5 -2.36 0
 C %301 SQ 3.209472 3.209472 0 0 0 0 -10.300712 -8.5 -2.36 0
 302 PZ 14.45
 303 PZ 24
 C 7.3 T. colon
 310 SQ 0 2.2500 6.25 0 0 0 -14.0619 0 -2.36 25.5
 C %311 SQ 0 0.946729 3.892729 0 0 0 -3.685359 0 -2.36 25.5
 312 PX 10.5
 313 PX -10.5
 C 7.4 D. colon
 320 GQ 4.5369 3.5344 0.106435 0 1.156545 -0.463191 -72.816057
 -10.085068 2.067006 283.328636
 C %321 GQ 2.5281 1.7956 0.054654 0 0.587565 -0.258104 -40.575343

C -5.123571 1.232974 161.921356
 322 PZ 8.72
 C use surface #303 %323 PZ 24
 C 7.5 S. colon
 330 TY 3.0 0 8.72 5.72 1.57 1.57
 C %331 TY 3.0 0 8.72 5.72 0.91 0.91
 332 TY 3.0 0 0 3.0 1.57 1.57
 C %333 TY 3.0 0 0 3.0 0.91 0.91
 334 PX 3
 C use surface #322 %335 PZ 8.72
 C 7.6 U. bladder
 340 SQ 142.98812 293.942933 293.942933 0 0 0 -3514.900218 0 -4.5 8
 C %341 SQ 105.646247 227.630725 227.630725 0 0 0 -2339.687839 0 -4.5 8
 C Body Region Information
 C //////////////// 8.0 Gender Specific Organs ////////////////
 C 8.1 Male
 C 8.1.1 Testes (left / right)
 350 SQ 11.9025 8.9401 3.8025 0 0 0 -20.115225 1.3 -8 -2.3
 351 SQ 11.9025 8.9401 3.8025 0 0 0 -20.115225 -1.3 -8 -2.3
 C 8.1.2 Genitalia
 352 PZ -4.8
 C front / right / left planes
 353 P 0 -10 -1 100
 354 P -10 0 1 -100
 355 P -10 0 -1 100
 C 8.2 Female
 C 8.2.1 Ovaries (left / right)
 360 SQ 1 4 0.25 0 0 0 -1 6 0 15
 361 SQ 1 4 0.25 0 0 0 -1 -6 0 15
 C 8.2.2 Uterus
 363 SQ 67.164581 16.92006 187.043917 0 0 0 -461.044551 0 -2 14
 364 PY -4.62
 C 8.2.3 Breast
 C left
 370 SQ 325.892756 421.994306 463.648556 0 0 0 -7985.18726 10
 -8.660254 52
 371 SQ 268.714056 352.031406 388.582656 0 0 0 -6062.860894 10
 -8.660254 52
 C right
 372 SQ 325.892756 421.994306 463.648556 0 0 0 -7985.18726 -10

-8.660254 52
373 SQ 268.714056 352.031406 388.582656 0 0 0 -6062.860894 -10
-8.660254 52
C //////////////// 9.0 Skin surface descriptions ////////////////
C 9.3 Torso
384 SQ 104.04 408.04 0 0 0 0 -42452.4816 0 0 0
C 9.4 Legs
C left
390 GQ 1 1 0 0 0 -0.2 -20.2 0 -0.04 -4
C right
392 GQ 1 1 0 0 0 0.2 20.2 0 -0.04 -4
C plane above torso
394 PZ 70.2
C plane below torso
C %396 PZ -0.2
C plane below legs (feet)
398 PZ -80.2
C Air cylinder surrounding the phantom
400 so 100
c 402 PY 100
c 404 PY -100
C //////////////// 11.0 Male Esophagus ////////////////
405 SQ 1 6.25 0 0 0 0 -1 0.5 2.5 0
406 PZ 70
C concrete ground
410 PZ -80.3
C
610 PY -99
c ////////////////definitions des surfaces bis////////////////////
c 1001 px -500
c 1002 px 500
c 1003 py -500
c 1004 py 500
c 1005 pz -500
c 1006 pz 500
1020 rcc 0 1.2 70 0 0 5.2 5.81 \$ cou
1021 rec 0 0 75.2 0 0 12.8 7.7405 0 0 0 9.801 0 \$ face
c 1022 sq 3230.78 2015.29 5753.52 0 0 0 -193548.61 0 0 88 \$ top
1023 trc 0 0 88 0 0 -12.8 10.4 7.03 \$ back
1090 py 7.01 \$ back

1024 sq 2386.60 1443.74 4467.14 0 0 0 -124065.55 0 0 88 \$ crane haut sous
1025 box -7.22 -9.28 88 14.44 0 0 0 18.56 0 0 0 5.28 \$ crane
1026 sq 3486.89 2109.35 4467.14 0 0 0 -181262.87 0 0 88 \$ crane bas sous
1027 box -7.76 -9.81 88 15.52 0 0 0 19.62 0 0 0 5.81 \$ crane box haut
1028 sq 3230.78 2015.29 5753.52 0 0 0 -193548.61 0 0 88 \$ crane haut dessus
1029 box -7.22 -9.28 88 14.44 0 0 0 18.56 0 0 0 -6.38 \$ crane
1030 sq 4572.46 2852.20 5753.52 0 0 0 -273925.36 0 0 88 \$ crane bas sur
1031 box -7.76 -9.81 88 15.52 0 0 0 19.62 0 0 0 -7 \$ crane box bas
1032 sq 29.70 40.96 0 0 0 0 -1216.61 0 -4.05 0 \$ machoire
1033 sq 14.89 11.56 0 0 0 0 -172.23 0 -4.05 0 \$ machoire
1034 pz 75.5 \$ machoire
1035 pz 77.40 \$ machoire + dentition
1036 box -6.43 -4.05 77.4 13 0 0 0 -5.71 0 0 0 -1.9 \$ machoire
1037 sq 27.04 21.16 0 0 0 0 -572.16 0 -4.05 0 \$ dentition
1038 sq 22.09 11.83 0 0 0 0 -261.40 0 -4.05 0 \$ dentition
1039 pz 80 \$ dentition
1040 box -4.6 -4.05 80 9.2 0 0 0 -5.5 0 0 0 -2.6 \$ dentition
1041 s 3.4 -7.5 84.2 1.22 \$ oeil
1042 s -3.4 -7.5 84.2 1.22 \$ oeil
1043 sq 92.16 48.02 0 0 0 0 -4425.97 0 0 0 \$ face dessus
1044 p 0 0.7045 1 81.096 \$ face dessus
1045 box -6.93 -4.05 87.86 13.86 0 0 0 -5.55 0 0 0 -7.86 \$ face dessus
1046 p 0 0.6871 1 81.63 \$ crane
1047 p 0 0.70408 1 81.1 \$ crane
1048 box 7.74 9.8 88 -15.48 0 0 0 -19.6 0 0 0 5.8 \$ stop
1049 sq 29.7 40.96 0 0 0 0 -1216.6144 0 -4.05 0 \$ machoire arrière
1050 sq 60.84 17.64 0 0 0 0 -1073.2176 0 -4.05 0 \$ machoire arrière
1051 box 6.41 0 83.95 -12.82 0 0 0 -4.05 0 0 0 -8.45 \$ machoire arrière
1052 p 0 0.7037 1 81.1 \$ machoire arrière
1053 sq 2.788 4.708 0 0 0 0 -13.1326 0 3.41 0 \$ squelette spine
1054 sq 0.5929 0.5929 0 0 0 0 -0.35153 0 3.41 0 \$ squelette spine
1055 pz 70 \$ squelette spine
1056 pz 88 \$ squelette spine
1057 sph -1.8 -2.59 71.1 1.1 \$ thyroïde
1058 sph 1.8 -2.59 71.1 1.1 \$ thyroïde
1059 trc -1.8 -2.59 71.1 0 0 3.9 1.1 0.4 \$ thyroïde
1060 trc 1.8 -2.59 71.1 0 0 3.9 1.1 0.4 \$ thyroïde
1087 rcc -1.8 -3.39 71.1 3.6 0 0 0.3 \$ thyroïde
1088 pz 71.1 \$ thyroïde
1061 sq 26.214 20.43 0 0 0 0 -535.57 0 -4.05 0 \$ émail

1062 sq 22.848 12.39 0 0 0 0 -283.10 0 -4.05 0 \$ émail

1063 py -4.05 \$ émail	1117 px 0.845 \$ dent7g	2023 sph -6.08 0 -15.5 0.5 \$ jambe1
1064 py -4.13 \$ émail	1118 px 0.765 \$ dent8g	2024 sph -7.79 -2.3 -20.5 0.5 \$ jambe1
1065 pz 78.55 \$ émail	1119 px 0.08 \$ dent8g	2025 sph -7.79 2.3 -20.5 0.5 \$ jambe1
1066 pz 78.85 \$ émail	1120 trc 0 3 87 0 0 -1 6.8 6.7 \$ back	2026 sph -10.09 0 -20.5 0.5 \$ jambe1
1067 px 0.08 \$ émail	1121 trc 0 2.9 86 0 0 -1 6.8 6.6 \$ back	2027 sph -5.67 0 -20.5 0.5 \$ jambe1
1068 px -0.08 \$ émail	1122 trc 0 2.5 85 0 0 -1 7 6.8 \$ back	2028 sph -7.34 -2.16 -25.5 0.5 \$ jambe1
1069 py -4.93 \$ émail	1123 trc 0 2.9 88 0 0 -1 7 6.9 \$ back	2029 sph -7.34 2.16 -25.5 0.5 \$ jambe1
1070 py -5.09 \$ émail	1124 trc 0 2 84 0 0 -1 7.3 7.1 \$ back	2030 sph -9.5 0 -25.5 0.5 \$ jambe1
1071 py -5.81 \$ émail	1125 pz 83 \$ back	2031 sph -5.25 0 -25.5 0.5 \$ jambe1
1072 py -5.97 \$ émail	c 1126 so 20	2032 sph -6.99 -1.92 -30.5 0.5 \$ jambe1
1073 px -0.76 \$ émail	c 1127 sy 30 1	2033 sph -6.99 1.92 -30.5 0.5 \$ jambe1
1074 px -0.92 \$ émail	1128 sq 3600 2269.57 6304.36 0 0 0 -	2034 sph -8.98 0 -30.5 0.5 \$ jambe1
1075 px 0.76 \$ émail	226956.96 0 0 88	2035 sph -4.94 0 -30.5 0.5 \$ jambe1
1076 px 0.92 \$ émail	1129 rec 0 0 75 0 0 13 7.9405 0 0 0 10.01	2036 sph -6.31 -1.83 -35.5 0.5 \$ jambe1
1077 py -6.56 \$ émail	0 \$ face	2037 sph -6.31 1.83 -35.5 0.5 \$ jambe1
1078 py -6.72 \$ émail	1130 rcc 0 1.2 70 0 0 5.2 6.01 \$ cou	2038 sph -8.12 0 -35.5 0.5 \$ jambe1
1079 px -1.66 \$ émail	1131 trc 0 0 88 0 0 -12.8 10.6 7.23 \$ back	2039 sph -4.58 0 -35.5 0.5 \$ jambe1
1080 px -1.82 \$ émail	1132 trc 0 3 87 0 0 -1 7 6.9 \$ back 120	2040 sph -5.85 -1.69 -40.5 0.5 \$ jambe1
1081 px 1.66 \$ émail	1133 trc 0 2.9 86 0 0 -1 7 6.8 \$ back 121	2041 sph -5.85 1.69 -40.5 0.5 \$ jambe1
1082 px 1.82 \$ émail	1134 trc 0 2.5 85 0 0 -1 7.2 7 \$ back 122	2042 sph -7.53 0 -40.5 0.5 \$ jambe1
1083 py -7.32 \$ émail	1135 trc 0 2.9 88 0 0 -1 7.2 7.1 \$ back 123	2043 sph -4.22 0 -40.5 0.5 \$ jambe1
1084 py -7.48 \$ émail	1136 trc 0 2 84 0 0 -1 7.5 7.3 \$ back 124	2044 sph -5.4 -1.55 -45.5 0.5 \$ jambe1
1085 py -7.93 \$ émail	1137 py 6.51 \$ back	2045 sph -5.4 1.55 -45.5 0.5 \$ jambe1
1086 py -8.09 \$ émail	c	2046 sph -6.94 0 -45.5 0.5 \$ jambe1
1091 pz 75.2 \$cou face back	2000 sph -9.70 -2.94 -0.5 0.5 \$ jambe1	2047 sph -3.91 0 -45.5 0.5 \$ jambe1
1092 pz 78.7 \$ dent	(200x)	2048 sph -4.79 -1.36 -50.5 0.5 \$ jambe1
1093 py -5.01 \$ dent 1	2001 sph -9.70 2.94 -0.5 0.5 \$ jambe1	2049 sph -4.79 1.36 -50.5 0.5 \$ jambe1
1094 px 0 \$ dent	2002 sph -12.86 0 -0.5 0.5 \$ jambe1	2050 sph -6.15 0 -50.5 0.5 \$ jambe1
1095 py -5.89 \$ dent 2	2003 sph -7.01 0 -0.5 0.5 \$ jambe1	2051 sph -3.59 0 -50.5 0.5 \$ jambe1
1096 py -6.64 \$ dent 3	2004 sph -9.7 -2.89 -3 0.5	2052 sph -4.32 -1.22 -55.5 0.5 \$ jambe1
1097 py -7.4 \$ dent 4	2005 sph -9.7 2.89 -3 0.5	2053 sph -4.32 1.22 -55.5 0.5 \$ jambe1
1098 py -8.01 \$ dent 5	2006 sph -12.59 0 -3 0.5 \$ jambe1	2054 sph -5.56 0 -55.5 0.5 \$ jambe1
1099 py 9.93 \$ back	2007 sph -6.9 0 -3 0.5 \$ jambe1	2055 sph -3.19 0 -55.5 0.5 \$ jambe1
1100 pz 85 \$ face	2008 sph -9.70 -2.8 -5.5 0.5 \$ jambe1	2056 sph -3.88 -1.08 -60.5 0.5 \$ jambe1
1102 py 0 \$machoire	(200x)	2057 sph -3.88 1.08 -60.5 0.5 \$ jambe1
1103 py 6.31 \$back face	2009 sph -9.70 2.8 -5.5 0.5 \$ jambe1	2058 sph -4.96 0 -60.5 0.5 \$ jambe1
1104 pz 71.1 \$ thyroide	2010 sph -12.25 0 -5.5 0.5 \$ jambe1	2059 sph -2.87 0 -60.5 0.5 \$ jambe1
1105 px -1.93 \$ dent6d	2011 sph -6.65 0 -5.5 0.5 \$ jambe1	c
1106 px -1.85 \$ dent6d	2012 sph -9.48 -2.71 -8 0.5 \$ jambe1	2060 sph -9.70 0 -0.5 0.5 \$ jambe1 (200x)
1107 px -1.77 \$ dent7d	2013 sph -9.48 2.71 -8 0.5 \$ jambe1	2061 sph -9.7 0 -3 0.5
1108 px -0.925 \$ dent7d	2014 sph -11.94 0 -8 0.5 \$ jambe1	2062 sph -9.70 0 -5.5 0.5 \$ jambe1 (200x)
1109 px -0.845 \$ dent7d	2015 sph -6.49 0 -8 0.5 \$ jambe1	2063 sph -9.48 0 -8 0.5 \$ jambe1 (200x)
1110 px -0.765 \$ dent8d	2016 sph -8.84 -2.63 -10.5 0.5 \$ jambe1	2064 sph -8.84 0 -10.5 0.5 \$ jambe1
1111 px -0.08 \$ dent8d	2017 sph -8.84 2.63 -10.5 0.5 \$ jambe1	2065 sph -8.39 0 -15.5 0.5 \$ jambe1
1112 px 0 \$ dent8d	2018 sph -11.48 0 -10.5 0.5 \$ jambe1	2066 sph -7.79 0 -20.5 0.5 \$ jambe1
1113 px 1.93 \$ dent6g	2019 sph -6.29 0 -10.5 0.5 \$ jambe1	(200x)
1114 px 1.85 \$ dent6g	2020 sph -8.39 -2.5 -15.5 0.5 \$ jambe1	2067 sph -7.34 0 -25.5 0.5 \$ jambe1
1115 px 1.77 \$ dent7g	2021 sph -8.39 2.5 -15.5 0.5 \$ jambe1	2068 sph -6.99 0 -30.5 0.5 \$ jambe1
1116 px 0.925 \$ dent7g	2022 sph -10.88 0 -15.5 0.5 \$ jambe1	2069 sph -6.31 0 -35.5 0.5 \$ jambe1

2070 sph -5.85 0 -40.5 0.5 \$ jambe1	3041 sph 5.85 1.69 -40.5 0.5 \$ jambe1	4011 sph -10.84 7.28 66.6 0.24
2071 sph -5.4 0 -45.5 0.5 \$ jambe1	3042 sph 7.53 0 -40.5 0.5 \$ jambe1	4012 sph -15.02 4.225 66.6 0.24
2072 sph -4.79 0 -50.5 0.5 \$ jambe1	3043 sph 4.22 0 -40.5 0.5 \$ jambe1	4013 sph -6.16 -8.88 66.6 0.24
2073 sph -4.32 0 -55.5 0.5 \$ jambe1	3044 sph 5.4 -1.55 -45.5 0.5 \$ jambe1	4014 sph -10.84 -7.28 66.6 0.24
2074 sph -3.88 0 -60.5 0.5 \$ jambe1	3045 sph 5.4 1.55 -45.5 0.5 \$ jambe1	4015 sph -15.02 -4.225 66.6 0.24
2075 sph -3.27 0 -65.5 0.5 \$ jambe1	3046 sph 6.94 0 -45.5 0.5 \$ jambe1	c cote 2
2076 sph -2.84 0 -70.5 0.5 \$ jambe1	3047 sph 3.91 0 -45.5 0.5 \$ jambe1	4016 sph 0 9.55 63.8 0.24
2077 sph -2.38 0 -75.5 0.5 \$ jambe1	3048 sph 4.79 -1.36 -50.5 0.5 \$ jambe1	4017 sph 16.75 0 63.8 0.24
2078 sph -2.08 0 -78 0.5 \$ jambe1	3049 sph 4.79 1.36 -50.5 0.5 \$ jambe1	4018 sph 6.16 8.88 63.8 0.24
c	3050 sph 6.15 0 -50.5 0.5 \$ jambe1	4019 sph 10.84 7.28 63.8 0.24
3000 sph 9.70 -2.94 -0.5 0.5 \$ jambe1	3051 sph 3.59 0 -50.5 0.5 \$ jambe1	4020 sph 15.02 4.225 63.8 0.24
3001 sph 9.70 2.94 -0.5 0.5 \$ jambe1	3052 sph 4.32 -1.22 -55.5 0.5 \$ jambe1	4021 sph 0 -9.55 63.8 0.24
3002 sph 12.86 0 -0.5 0.5 \$ jambe1	3053 sph 4.32 1.22 -55.5 0.5 \$ jambe1	4022 sph -16.75 0 63.8 0.24
3003 sph 7.01 0 -0.5 0.5 \$ jambe1	3054 sph 5.56 0 -55.5 0.5 \$ jambe1	4023 sph 6.16 -8.88 63.8 0.24
3004 sph 9.7 -2.89 -3 0.5	3055 sph 3.19 0 -55.5 0.5 \$ jambe1	4024 sph 10.84 -7.28 63.8 0.24
3005 sph 9.7 2.89 -3 0.5	3056 sph 3.88 -1.08 -60.5 0.5 \$ jambe1	4025 sph 15.02 -4.225 63.8 0.24
3006 sph 12.59 0 -3 0.5 \$ jambe1	3057 sph 3.88 1.08 -60.5 0.5 \$ jambe1	4026 sph -6.16 8.88 63.8 0.24
3007 sph 6.9 0 -3 0.5 \$ jambe1	3058 sph 4.96 0 -60.5 0.5 \$ jambe1	4027 sph -10.84 7.28 63.8 0.24
3008 sph 9.70 -2.8 -5.5 0.5 \$ jambe1	3059 sph 2.87 0 -60.5 0.5 \$ jambe1	4028 sph -15.02 4.225 63.8 0.24
3009 sph 9.70 2.8 -5.5 0.5 \$ jambe1	c	4029 sph -6.16 -8.88 63.8 0.24
3010 sph 12.25 0 -5.5 0.5 \$ jambe1	3060 sph 9.70 0 -0.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4030 sph -10.84 -7.28 63.8 0.24
3011 sph 6.65 0 -5.5 0.5 \$ jambe1	3061 sph 9.7 0 -3 0.5	4031 sph -15.02 -4.225 63.8 0.24
3012 sph 9.48 -2.71 -8 0.5 \$ jambe1	3062 sph 9.70 0 -5.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	c cote 3
3013 sph 9.48 2.71 -8 0.5 \$ jambe1	3063 sph 9.48 0 -8 0.5 \$ jambe1 (200x)	4032 sph 0 9.55 61 0.24
3014 sph 11.94 0 -8 0.5 \$ jambe1	3064 sph 8.84 0 -10.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4033 sph 16.75 0 61 0.24
3015 sph 6.49 0 -8 0.5 \$ jambe1	3065 sph 8.39 0 -15.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4034 sph 6.16 8.88 61 0.24
3016 sph 8.84 -2.63 -10.5 0.5 \$ jambe1	3066 sph 7.79 0 -20.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4035 sph 10.84 7.28 61 0.24
3017 sph 8.84 2.63 -10.5 0.5 \$ jambe1	3067 sph 7.34 0 -25.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4036 sph 15.02 4.225 61 0.24
3018 sph 11.48 0 -10.5 0.5 \$ jambe1	3068 sph 6.99 0 -30.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4037 sph 0 -9.55 61 0.24
3019 sph 6.29 0 -10.5 0.5 \$ jambe1	3069 sph 6.31 0 -35.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4038 sph -16.75 0 61 0.24
3020 sph 8.39 -2.5 -15.5 0.5 \$ jambe1	3070 sph 5.85 0 -40.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4039 sph 6.16 -8.88 61 0.24
3021 sph 8.39 2.5 -15.5 0.5 \$ jambe1	3071 sph 5.4 0 -45.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4040 sph 10.84 -7.28 61 0.24
3022 sph 10.88 0 -15.5 0.5 \$ jambe1	3072 sph 4.79 0 -50.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4041 sph 15.02 -4.225 61 0.24
3023 sph 6.08 0 -15.5 0.5 \$ jambe1	3073 sph 4.32 0 -55.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4042 sph -6.16 8.88 61 0.24
3024 sph 7.79 -2.3 -20.5 0.5 \$ jambe1	3074 sph 3.88 0 -60.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4043 sph -10.84 7.28 61 0.24
3025 sph 7.79 2.3 -20.5 0.5 \$ jambe1	3075 sph 3.27 0 -65.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4044 sph -15.02 4.225 61 0.24
3026 sph 10.09 0 -20.5 0.5 \$ jambe1	3076 sph 2.84 0 -70.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4045 sph -6.16 -8.88 61 0.24
3027 sph 5.67 0 -20.5 0.5 \$ jambe1	3077 sph 2.38 0 -75.5 0.5 \$ jambe1 (200x)	4046 sph -10.84 -7.28 61 0.24
3028 sph 7.34 -2.16 -25.5 0.5 \$ jambe1	3078 sph 2.08 0 -78 0.5 \$ jambe1 (200x)	4047 sph -15.02 -4.225 61 0.24
3029 sph 7.34 2.16 -25.5 0.5 \$ jambe1	c cote 1	c cote 4
3030 sph 9.5 0 -25.5 0.5 \$ jambe1	4000 sph 0 9.55 66.6 0.24	4048 sph 0 9.55 58.2 0.24
3031 sph 5.25 0 -25.5 0.5 \$ jambe1	4001 sph 16.75 0 66.6 0.24	4049 sph 16.75 0 58.2 0.24
3032 sph 6.99 -1.92 -30.5 0.5 \$ jambe1	4002 sph 6.16 8.88 66.6 0.24	4050 sph 6.16 8.88 58.2 0.24
3033 sph 6.99 1.92 -30.5 0.5 \$ jambe1	4003 sph 10.84 7.28 66.6 0.24	4051 sph 10.84 7.28 58.2 0.24
3034 sph 8.98 0 -30.5 0.5 \$ jambe1	4004 sph 15.02 4.225 66.6 0.24	4052 sph 15.02 4.225 58.2 0.24
3035 sph 4.94 0 -30.5 0.5 \$ jambe1	4005 sph 0 -9.55 66.6 0.24	4053 sph 0 -9.55 58.2 0.24
3036 sph 6.31 -1.83 -35.5 0.5 \$ jambe1	4006 sph -16.75 0 66.6 0.24	4054 sph -16.75 0 58.2 0.24
3037 sph 6.31 1.83 -35.5 0.5 \$ jambe1	4007 sph 6.16 -8.88 66.6 0.24	4055 sph 6.16 -8.88 58.2 0.24
3038 sph 8.12 0 -35.5 0.5 \$ jambe1	4008 sph 10.84 -7.28 66.6 0.24	4056 sph 10.84 -7.28 58.2 0.24
3039 sph 4.58 0 -35.5 0.5 \$ jambe1	4009 sph 15.02 -4.225 66.6 0.24	4057 sph 15.02 -4.225 58.2 0.24
3040 sph 5.85 -1.69 -40.5 0.5 \$ jambe1	4010 sph -6.16 8.88 66.6 0.24	4058 sph -6.16 8.88 58.2 0.24

4059 sph -10.84 7.28 58.2 0.24
4060 sph -15.02 4.225 58.2 0.24
4061 sph -6.16 -8.88 58.2 0.24
4062 sph -10.84 -7.28 58.2 0.24
4063 sph -15.02 -4.225 58.2 0.24
c cote 5
4064 sph 0 9.55 55.4 0.24
4065 sph 16.75 0 55.4 0.24
4066 sph 6.16 8.88 55.4 0.24
4067 sph 10.84 7.28 55.4 0.24
4068 sph 15.02 4.225 55.4 0.24
4069 sph 0 -9.55 55.4 0.24
4070 sph -16.75 0 55.4 0.24
4071 sph 6.16 -8.88 55.4 0.24
4072 sph 10.84 -7.28 55.4 0.24
4073 sph 15.02 -4.225 55.4 0.24
4074 sph -6.16 8.88 55.4 0.24
4075 sph -10.84 7.28 55.4 0.24
4076 sph -15.02 4.225 55.4 0.24
4077 sph -6.16 -8.88 55.4 0.24
4078 sph -10.84 -7.28 55.4 0.24
4079 sph -15.02 -4.225 55.4 0.24
c cote 6
4080 sph 0 9.55 52.6 0.24
4081 sph 16.75 0 52.6 0.24
4082 sph 6.16 8.88 52.6 0.24
4083 sph 10.84 7.28 52.6 0.24
4084 sph 15.02 4.225 52.6 0.24
4085 sph 0 -9.55 52.6 0.24
4086 sph -16.75 0 52.6 0.24
4087 sph 6.16 -8.88 52.6 0.24
4088 sph 10.84 -7.28 52.6 0.24
4089 sph 15.02 -4.225 52.6 0.24
4090 sph -6.16 8.88 52.6 0.24
4091 sph -10.84 7.28 52.6 0.24
4092 sph -15.02 4.225 52.6 0.24
4093 sph -6.16 -8.88 52.6 0.24
4094 sph -10.84 -7.28 52.6 0.24
4095 sph -15.02 -4.225 52.6 0.24
c cote 7
4096 sph 0 9.55 49.8 0.24
4097 sph 16.75 0 49.8 0.24
4098 sph 6.16 8.88 49.8 0.24
4099 sph 10.84 7.28 49.8 0.24
4100 sph 15.02 4.225 49.8 0.24
4101 sph 0 -9.55 49.8 0.24
4102 sph -16.75 0 49.8 0.24
4103 sph 6.16 -8.88 49.8 0.24
4104 sph 10.84 -7.28 49.8 0.24
4105 sph 15.02 -4.225 49.8 0.24
4106 sph -6.16 8.88 49.8 0.24

4107 sph -10.84 7.28 49.8 0.24
4108 sph -15.02 4.225 49.8 0.24
4109 sph -6.16 -8.88 49.8 0.24
4110 sph -10.84 -7.28 49.8 0.24
4111 sph -15.02 -4.225 49.8 0.24
c cote 8
4112 sph 0 9.55 47 0.24
41113 sph 16.75 0 47 0.24
4113 sph 6.16 8.88 47 0.24
4114 sph 10.84 7.28 47 0.24
4115 sph 15.02 4.225 47 0.24
4116 sph 0 -9.55 47 0.24
4117 sph -16.75 0 47 0.24
4118 sph 6.16 -8.88 47 0.24
4119 sph 10.84 -7.28 47 0.24
4120 sph 15.02 -4.225 47 0.24
4121 sph -6.16 8.88 47 0.24
4122 sph -10.84 7.28 47 0.24
4123 sph -15.02 4.225 47 0.24
4124 sph -6.16 -8.88 47 0.24
4125 sph -10.84 -7.28 47 0.24
4126 sph -15.02 -4.225 47 0.24
c cote 9
4127 sph 0 9.55 44.2 0.24
4128 sph 16.75 0 44.2 0.24
4129 sph 6.16 8.88 44.2 0.24
4130 sph 10.84 7.28 44.2 0.24
4131 sph 15.02 4.225 44.2 0.24
4132 sph 0 -9.55 44.2 0.24
4134 sph -16.75 0 44.2 0.24
4135 sph 6.16 -8.88 44.2 0.24
4136 sph 10.84 -7.28 44.2 0.24
4137 sph 15.02 -4.225 44.2 0.24
4138 sph -6.16 8.88 44.2 0.24
4139 sph -10.84 7.28 44.2 0.24
4140 sph -15.02 4.225 44.2 0.24
4141 sph -6.16 -8.88 44.2 0.24
4142 sph -10.84 -7.28 44.2 0.24
4143 sph -15.02 -4.225 44.2 0.24
c cote 10
4144 sph 0 9.55 41.4 0.24
4145 sph 16.75 0 41.4 0.24
4146 sph 6.16 8.88 41.4 0.24
4147 sph 10.84 7.28 41.4 0.24
4148 sph 15.02 4.225 41.4 0.24
4149 sph 0 -9.55 41.4 0.24
4150 sph -16.75 0 41.4 0.24
4151 sph 6.16 -8.88 41.4 0.24
4152 sph 10.84 -7.28 41.4 0.24
4153 sph 15.02 -4.225 41.4 0.24
4154 sph -6.16 8.88 41.4 0.24

4155 sph -10.84 7.28 41.4 0.24
4156 sph -15.02 4.225 41.4 0.24
4157 sph -6.16 -8.88 41.4 0.24
4158 sph -10.84 -7.28 41.4 0.24
4159 sph -15.02 -4.225 41.4 0.24
c cote 11
4160 sph 0 9.55 38.6 0.24
4161 sph 16.75 0 38.6 0.24
4162 sph 6.16 8.88 38.6 0.24
4163 sph 10.84 7.28 38.6 0.24
4164 sph 15.02 4.225 38.6 0.24
4165 sph 0 -9.55 38.6 0.24
4166 sph -16.75 0 38.6 0.24
4167 sph 6.16 -8.88 38.6 0.24
4168 sph 10.84 -7.28 38.6 0.24
4169 sph 15.02 -4.225 38.6 0.24
4170 sph -6.16 8.88 38.6 0.24
4171 sph -10.84 7.28 38.6 0.24
4172 sph -15.02 4.225 38.6 0.24
4173 sph -6.16 -8.88 38.6 0.24
4174 sph -10.84 -7.28 38.6 0.24
4175 sph -15.02 -4.225 38.6 0.24
c cote 12
4176 sph 0 9.55 35.8 0.24
4177 sph 16.75 0 35.8 0.24
4178 sph 6.16 8.88 35.8 0.24
4179 sph 10.84 7.28 35.8 0.24
4180 sph 15.02 4.225 35.8 0.24
4181 sph 0 -9.55 35.8 0.24
4182 sph -16.75 0 35.8 0.24
4183 sph 6.16 -8.88 35.8 0.24
4184 sph 10.84 -7.28 35.8 0.24
4185 sph 15.02 -4.225 35.8 0.24
4186 sph -6.16 8.88 35.8 0.24
4187 sph -10.84 7.28 35.8 0.24
4188 sph -15.02 4.225 35.8 0.24
4189 sph -6.16 -8.88 35.8 0.24
4190 sph -10.84 -7.28 35.8 0.24
4191 sph -15.02 -4.225 35.8 0.24
c
c
5000 sph -18.46 -2.33 65 0.25 \$ bras
5001 sph -18.46 2.33 65 0.25 \$ bras
5002 sph -19.53 0 65 0.25 \$ bras
5003 sph -17.39 0 65 0.25 \$ bras
5004 sph 18.46 -2.33 65 0.25
5005 sph 18.46 2.33 65 0.25
5006 sph 19.53 0 65 0.25 \$ bras
5007 sph 17.39 0 65 0.25 \$ bras
5008 sph -18.52 -2.21 59 0.25 \$ bras
5009 sph -18.52 2.21 59 0.25 \$ bras

5010 sph -19.53 0 59 0.25 \$ bras	5061 sph 18.83 1.59 27 0.25	5111 sph -18.95 0 10.5 0.5 \$ bras
5011 sph -17.51 0 59 0.25 \$ bras	5062 sph 19.53 0 27 0.25 \$ bras	5112 sph -18.95 0 7.5 0.5 \$ bras
5012 sph 18.52 -2.21 59 0.25	5063 sph 18.15 0 27 0.25 \$ bras	5113 sph -18.95 0 4.5 0.5 \$ bras
5013 sph 18.52 2.21 59 0.25	5064 sph -18.87 -1.51 23 0.25 \$ bras	5114 sph -18.95 0 1.5 0.5 \$ bras
5014 sph 19.53 0 59 0.25 \$ bras	5065 sph -18.87 1.51 23 0.25 \$ bras	c
5015 sph 17.51 0 59 0.25 \$ bras	5066 sph -19.54 0 23 0.25 \$ bras	5115 sph 18.5 0 65 0.25 \$ bras
5016 sph -18.54 -2.16 56 0.25 \$ bras	5067 sph -18.25 0 23 0.25 \$ bras	5116 sph 18.5 0 59 0.25 \$ bras
5017 sph -18.54 2.16 56 0.25 \$ bras	5068 sph 18.87 -1.51 23 0.25	5117 sph 18.5 0 56 0.25 \$ bras
5018 sph -19.54 0 56 0.25 \$ bras	5069 sph 18.87 1.51 23 0.25	5118 sph 18.5 0 50 0.25 \$ bras
5019 sph -17.57 0 56 0.25 \$ bras	5070 sph 19.54 0 23 0.25 \$ bras	5119 sph 18.6 0 44 0.25 \$ bras
5020 sph 18.54 -2.16 56 0.25	5071 sph 18.25 0 23 0.25 \$ bras	5120 sph 18.8 0 38 0.25 \$ bras
5021 sph 18.54 2.16 56 0.25	5072 sph -18.92 -1.42 18 0.25 \$ bras	5121 sph 18.9 0 32 0.25 \$ bras
5022 sph 19.54 0 56 0.25 \$ bras	5073 sph -18.92 1.42 18 0.25 \$ bras	5122 sph 18.9 0 27 0.25 \$ bras
5023 sph 17.57 0 56 0.25 \$ bras	5074 sph -19.54 0 18 0.25 \$ bras	5123 sph 18.95 0 23 0.25 \$ bras
5024 sph -18.61 -2.04 50 0.25 \$ bras	5075 sph -18.33 0 18 0.25 \$ bras	5124 sph 18.95 0 18 0.25 \$ bras
5025 sph -18.61 2.04 50 0.25 \$ bras	5076 sph 18.92 -1.42 18 0.25	5125 sph 18.95 0 13.5 0.5 \$ bras
5026 sph -19.53 0 50 0.25 \$ bras	5077 sph 18.92 1.42 18 0.25	5126 sph 18.95 0 10.5 0.5 \$ bras
5027 sph -17.69 0 50 0.25 \$ bras	5078 sph 19.54 0 18 0.25 \$ bras	5127 sph 18.95 0 7.5 0.5 \$ bras
5028 sph 18.61 -2.04 50 0.25	5079 sph 18.33 0 18 0.25 \$ bras	5128 sph 18.95 0 4.5 0.5 \$ bras
5029 sph 18.61 2.04 50 0.25	5080 sph -18.96 -1.33 13.5 0.25 \$ bras	5129 sph 18.95 0 1.5 0.5 \$ bras
5030 sph 19.53 0 50 0.25 \$ bras	5081 sph -18.96 1.33 13.5 0.25 \$ bras	c poche pantalon
5031 sph 17.69 0 50 0.25 \$ bras	5082 sph 18.96 -1.33 13.5 0.25	6000 sph -18.7 -4.02 -8 0.5
5032 sph -18.66 -1.92 44 0.25 \$ bras	5083 sph 18.96 1.33 13.5 0.25	6001 sph -16.45 -7.35 -8 0.5
5033 sph -18.66 1.92 44 0.25 \$ bras	5084 sph -19 -1.27 10.5 0.25 \$ bras	6002 sph -13.5 -9.6 -8 0.5
5034 sph -19.54 0 44 0.25 \$ bras	5085 sph -19 1.27 10.5 0.25 \$ bras	6003 sph -18.2 -4.02 -12 0.5
5035 sph -17.81 0 44 0.25 \$ bras	5086 sph 19 -1.27 10.5 0.25	6004 sph -17.2 -4.02 -16 0.5
5036 sph 18.66 -1.92 44 0.25	5087 sph 19 1.27 10.5 0.25	6005 sph -15.95 -7.35 -12 0.5
5037 sph 18.66 1.92 44 0.25	5088 sph -19.02 -1.21 7.5 0.25 \$ bras	6006 sph -15.40 -7.05 -16 0.5
5038 sph 19.54 0 44 0.25 \$ bras	5089 sph -19.02 1.21 7.5 0.25 \$ bras	6007 sph -13 -9.1 -12 0.5
5039 sph 17.81 0 44 0.25 \$ bras	5090 sph 19.02 -1.21 7.5 0.25	6008 sph -12.5 -8.6 -16 0.5
5040 sph -18.72 -1.81 38 0.25 \$ bras	5091 sph 19.02 1.21 7.5 0.25	c poche pantalon
5041 sph -18.72 1.81 38 0.25 \$ bras	5092 sph -19.06 -1.16 4.5 0.25 \$ bras	6009 sph 18.7 -4.02 -8 0.5
5042 sph -19.53 0 38 0.25 \$ bras	5093 sph -19.06 1.16 4.5 0.25 \$ bras	6010 sph 16.45 -7.35 -8 0.5
5043 sph -17.93 0 38 0.25 \$ bras	5094 sph 19.06 -1.16 4.5 0.25	6011 sph 13.5 -9.6 -8 0.5
5044 sph 18.72 -1.81 38 0.25	5095 sph 19.06 1.16 4.5 0.25	6012 sph 18.2 -4.02 -12 0.5
5045 sph 18.72 1.81 38 0.25	5096 sph -19.09 -1.1 1.5 0.25 \$ bras	6013 sph 17.2 -4.02 -16 0.5
5046 sph 19.53 0 38 0.25 \$ bras	5097 sph -19.09 1.1 1.5 0.25 \$ bras	6014 sph 15.95 -7.35 -12 0.5
5047 sph 17.93 0 38 0.25 \$ bras	5098 sph 19.09 -1.1 1.5 0.25	6015 sph 15.40 -7.05 -16 0.5
5048 sph -18.79 -1.69 32 0.25 \$ bras	5099 sph 19.09 1.1 1.5 0.25	6016 sph 13 -9.1 -12 0.5
5049 sph -18.79 1.69 32 0.25 \$ bras	c	6017 sph 12.5 -8.6 -16 0.5
5050 sph -19.54 0 32 0.25 \$ bras	5100 sph -18.5 0 65 0.25 \$ bras	c poche pantalon
5051 sph -18.06 0 32 0.25 \$ bras	5101 sph -18.5 0 59 0.25 \$ bras	6018 sph -18.7 4.02 -8 0.5
5052 sph 18.79 -1.69 32 0.25	5102 sph -18.5 0 56 0.25 \$ bras	6019 sph -16.45 7.35 -8 0.5
5053 sph 18.79 1.69 32 0.25	5103 sph -18.5 0 50 0.25 \$ bras	6020 sph -13.5 9.6 -8 0.5
5054 sph 19.54 0 32 0.25 \$ bras	5104 sph -18.6 0 44 0.25 \$ bras	6021 sph -18.2 4.02 -12 0.5
5055 sph 18.06 0 32 0.25 \$ bras	5105 sph -18.8 0 38 0.25 \$ bras	6022 sph -17.2 4.02 -16 0.5
5056 sph -18.83 -1.59 27 0.25 \$ bras	5106 sph -18.9 0 32 0.25 \$ bras	6023 sph -15.95 7.35 -12 0.5
5057 sph -18.83 1.59 27 0.25 \$ bras	5107 sph -18.9 0 27 0.25 \$ bras	6024 sph -15.40 7.05 -16 0.5
5058 sph -19.53 0 27 0.25 \$ bras	5108 sph -18.95 0 23 0.25 \$ bras	6025 sph -13 9.1 -12 0.5
5059 sph -18.15 0 27 0.25 \$ bras	5109 sph -18.95 0 18 0.25 \$ bras	6026 sph -12.5 8.6 -16 0.5
5060 sph 18.83 -1.59 27 0.25	5110 sph -18.95 0 13.5 0.5 \$ bras	c poche pantalon

6027 sph 18.7 4.02 -8 0.5	8020 sph 0 4 55 0.75	8099 sph 11.55 -1.84 11.7 0.35
6028 sph 16.45 7.35 -8 0.5	8021 sph 0 4 59 0.75	8100 sph -9.02 4.21 0.5 0.35
6029 sph 13.5 9.6 -8 0.5	8022 sph 0 4 63 0.75	8101 sph -9.02 4.21 3.3 0.35
6030 sph 18.2 4.02 -12 0.5	8023 sph 0 4 67 0.75	8102 sph -9.02 4.21 6.1 0.35
6031 sph 17.2 4.02 -16 0.5	8024 sph 0 4.82 70.8 0.25	8103 sph -9.02 4.21 8.9 0.35
6032 sph 15.95 7.35 -12 0.5	8025 sph 0 4.82 73.6 0.25	8104 sph -9.02 4.21 11.7 0.35
6033 sph 15.40 7.05 -16 0.5	8026 sph 0 4.82 76.4 0.25	8105 sph 9.02 4.21 0.5 0.35
6034 sph 13 9.1 -12 0.5	8027 sph 0 4.82 79.2 0.25	8106 sph 9.02 4.21 3.3 0.35
6035 sph 12.5 8.6 -16 0.5	c crane	8107 sph 9.02 4.21 6.1 0.35
c poche poitrine	8050 sph 0 9.45 88.7 0.25	8108 sph 9.02 4.21 8.9 0.35
7000 sph -14.47 -8.23 47 0.5	8051 sph 0 -9.45 88.7 0.25	8109 sph 9.02 4.21 11.7 0.35
7001 sph -11.82 -9.04 47 0.5	8052 sph 0 -4.17 92.97 0.25	8110 sph -11.55 -1.84 14.5 0.35
7002 sph -8.71 -9.91 47 0.5	8053 sph 0 4.17 92.97 0.25	8111 sph -11.55 -1.84 17.3 0.35
7003 sph -14.47 -8.23 44 0.5	8054 sph 0 7.48 83.89 0.25	8112 sph -11.55 -1.84 20.1 0.35
7004 sph -11.82 -9.04 44 0.5	8055 sph 7.405 0 88.7 0.25	8113 sph 11.55 -1.84 14.5 0.35
7005 sph -8.71 -9.91 44 0.5	8056 sph -7.405 0 88.7 0.25	8114 sph 11.55 -1.84 17.3 0.35
7006 sph -14.47 -8.23 50 0.5	c omoplates	8115 sph 11.55 -1.84 20.1 0.35
7007 sph -11.82 -9.04 50 0.5	8060 sph -15.42 5.06 51.4 0.4	8116 sph -9.02 4.21 14.7 0.35
7008 sph -8.71 -9.91 50 0.5	8061 sph -15.42 5.06 54.2 0.4	8117 sph -9.02 4.21 17.3 0.35
c poche poitrine	8062 sph -15.42 5.06 57 0.4	8118 sph -9.02 4.21 20.1 0.35
7009 sph 14.47 -8.23 47 0.5	8063 sph -15.42 5.06 59.8 0.4	8119 sph 9.02 4.21 14.7 0.35
7010 sph 11.82 -9.04 47 0.5	8064 sph -15.42 5.06 62.4 0.4	8120 sph 9.02 4.21 17.3 0.35
7011 sph 8.71 -9.91 47 0.5	8065 sph -15.42 5.06 65.4 0.4	8121 sph 9.02 4.21 20.1 0.35
7012 sph 14.47 -8.23 44 0.5	8066 sph 15.42 5.06 51.4 0.4	8122 sph 0 8.64 14.7 0.35
7013 sph 11.82 -9.04 44 0.5	8067 sph 15.42 5.06 54.2 0.4	8123 sph 0 8.64 17.3 0.35
7014 sph 8.71 -9.91 44 0.5	8068 sph 15.42 5.06 57 0.4	8124 sph 0 8.64 20.1 0.35
7015 sph 14.47 -8.23 50 0.5	8069 sph 15.42 5.06 59.8 0.4	c clavicule
7016 sph 11.82 -9.04 50 0.5	8070 sph 15.42 5.06 62.4 0.4	8200 sph -12.96 -4.14 68.23 0.5
7017 sph 8.71 -9.91 50 0.5	8071 sph 15.42 5.06 65.4 0.4	8201 sph 12.96 -4.14 68.23 0.5
c colonne vertébrale	8072 sph -11.96 7.3 51.4 0.25	8202 sph 5.84 -7.90 68.23 0.5
8000 sph 0 7.2 23 0.75	8073 sph -11.96 7.3 54.2 0.25	8203 sph -5.84 -7.90 68.23 0.5
8001 sph 0 7.2 27 0.75	8074 sph -11.96 7.3 57 0.25	
8002 sph 0 7.2 31 0.75	8075 sph -11.96 7.3 59.8 0.25	
8003 sph 0 7.2 35 0.75	8076 sph -11.96 7.3 62.4 0.25	
8004 sph 0 7.2 39 0.75	8077 sph -11.96 7.3 65.4 0.25	
8005 sph 0 7.2 43 0.75	8078 sph 11.96 7.3 51.4 0.25	
8006 sph 0 7.2 47 0.75	8079 sph 11.96 7.3 54.2 0.25	
8007 sph 0 7.2 51 0.75	8080 sph 11.96 7.3 57 0.25	
8008 sph 0 7.2 55 0.75	8081 sph 11.96 7.3 59.8 0.25	
8009 sph 0 7.2 59 0.75	8082 sph 11.96 7.3 62.4 0.25	
8010 sph 0 7.2 63 0.75	8083 sph 11.96 7.3 65.4 0.25	
8011 sph 0 7.2 67 0.75	c pelvis	
c	8090 sph -11.55 -1.84 0.5 0.35	
8012 sph 0 4 23 0.75	8091 sph -11.55 -1.84 3.3 0.35	
8013 sph 0 4 27 0.75	8092 sph -11.55 -1.84 6.1 0.35	
8014 sph 0 4 31 0.75	8093 sph -11.55 -1.84 8.9 0.35	
8015 sph 0 4 35 0.75	8094 sph -11.55 -1.84 11.7 0.35	
8016 sph 0 4 39 0.75	8095 sph 11.55 -1.84 0.5 0.35	
8017 sph 0 4 43 0.75	8096 sph 11.55 -1.84 3.3 0.35	
8018 sph 0 4 47 0.75	8097 sph 11.55 -1.84 6.1 0.35	
8019 sph 0 4 51 0.75	8098 sph 11.55 -1.84 8.9 0.35	

