



Estimation des doses dues aux neutrons secondaires reçues par les patients en protonthérapie : Cas des traitements ophtalmologiques

Florent MARTINETTI
Décembre 2009
IRSN/IRSN-2010-126

Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants

UNIVERSITE PARIS XI
UFR SCIENTIFIQUE D'ORSAY

THESE

présentée pour obtenir le grade de

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

Spécialité : PHYSIQUE

Par

Florent MARTINETTI

**ESTIMATION DES DOSES DUES AUX NEUTRONS SECONDAIRES
REÇUES PAR LES PATIENTS EN PROTONTHERAPIE :
CAS DES TRAITEMENTS OPHTALMOLOGIQUES**

Soutenance le 10 décembre 2009 devant la commission d'examen :

Présidente	I. BUVAT	Directeur de Recherche CNRS, Orsay
Rapporteurs	J. BALOSSO	Professeur, Praticien Hospitalier, Grenoble
	D.CUSSOL	Chargé de recherches CNRS, LPC, Caen
Directeur de thèse	J.HERAULT	HDR, Physicien médical, CAL, Nice
Examineurs	Y. CHARON	Professeur, Université de Paris VII, Paris
	B.AUBERT	Professeur, INSTN, Saclay
Invités	L.DONADILLE	Docteur en Sciences, IRSN, Fontenay-aux-Roses
	C.NAURAYE	Docteur en Sciences, ICPO, Orsay

- Remerciements -

Je tiens à remercier en premier lieu Madame Irène Buvat, professeur à l'université de Paris XI et directeur de recherche au Centre National de la Recherche Scientifique, pour m'avoir fait l'honneur de présider le jury de cette thèse. Je lui adresse également tous mes remerciements pour m'avoir permis, en acceptant de se joindre au jury initial, de soutenir en temps voulu.

Je remercie tout particulièrement Monsieur Jacques Balosso, Professeur à l'université de Grenoble et Praticien Hospitalier, ainsi que Monsieur Daniel Cussol, Chargé de Recherche au Laboratoire de Physique Corpusculaire de Caen, d'avoir pris le soin d'examiner mon travail en qualité de rapporteurs. Leurs remarques complémentaires ont grandement contribué à l'amélioration de ce manuscrit.

Je remercie sincèrement Monsieur Yves Charon, Professeur à l'université de Paris XI et directeur du laboratoire d'Imagerie et de Modélisation en Neurobiologie et Cancérologie du campus d'Orsay, pour avoir accepté de juger mon travail et de participer à ce jury.

De même, mes remerciements se portent à Monsieur Bernard Aubert, Professeur INSTN et directeur de l'Unité d'Expertise en radioprotection Médicale à l'institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN), pour avoir accepté d'intégrer le jury et d'examiner mes travaux. Je lui suis reconnaissant de m'avoir fait partager ses connaissances sur la radioprotection du patient au cours de nos entretiens en fin de projet. Ses remarques constructives ont permis de consolider les principales conclusions de cette thèse.

J'exprime également ma profonde reconnaissance à mon directeur de thèse, Monsieur Joël Héroult, Physicien médical au Centre Antoine Lacassagne à Nice. Malgré l'éloignement, Joël a toujours su composer avec son emploi du temps pour répondre à mes nombreuses interrogations. Il a pu me faire partager, au travers de nos conversations téléphoniques régulières, son expérience de l'utilisation des codes Monte Carlo en protonthérapie. Grâce à un regard extérieur et nouveau, Joël m'a permis de consolider mes résultats tout en tenant compte de l'objectif du projet. Ses encouragements, sa disponibilité et sa bonne humeur ont fortement contribué au bon avancement de cette thèse.

Je souhaite également remercier Joël pour son soutien constant bien au-delà du cadre de cette thèse. En effet, en plus de m'avoir transmis la vocation de la physique médicale, ses encouragements et ses précieux conseils distillés depuis 2003 (déjà !) ont toujours été pour moi une constante source de motivation.

Pour avoir si bien encadré mon travail au cours de ces trois années de thèse, je tiens à adresser mes plus sincères remerciements à Monsieur Laurent Donadille, ingénieur-chercheur à l'IRSN de Fontenay aux Roses. Trois années durant lesquelles Laurent a pu me transmettre son expérience des codes de calcul Monte Carlo, ses connaissances en dosimétrie des neutrons et plus généralement en métrologie. Grâce à son implication et ses conseils avisés, il a très largement contribué au bon aboutissement de ce projet.

Mais ma reconnaissance ne se limite pas à la grande implication dont il a fait preuve ou aux connaissances qu'il m'a transmises. Laurent a su se rendre disponible et a toujours veillé, lors de nos discussions, à tenir compte de mon opinion. Durant les phases de doute qu'implique la thèse, il a constamment pris soin de rester à l'écoute et de me prodiguer ses encouragements et sa motivation. La richesse de nos échanges fréquents sur le sujet a fait naître en moi, non seulement un intérêt certain pour la recherche, mais également une grande autonomie de travail et d'analyse. Je lui suis profondément reconnaissant pour la confiance qu'il m'a accordé, sa bienveillance, sa grande ouverture d'esprit et son soutien constant. Qu'il puisse trouver en ces quelques lignes, toute la sympathie et le respect que je lui porte.

J'adresse mes plus vifs remerciements à Madame Sabine Delacroix, physicienne médicale à l'Institut Curie - centre de Protonthérapie d'Orsay (ICPO), pour son investissement et son enthousiasme vis-à-vis de ce projet de thèse. Grâce à son expérience de la protonthérapie, Sabine a participé au bon avancement de chacune des étapes de ce travail. Je la remercie tout particulièrement pour sa formidable efficacité lors des différentes « manips » de cette thèse, qu'elle a su rendre plus agréables par sa bonne humeur, son dynamisme et ses attentions. Toutes mes pensées vont également à Madame Catherine Nauraye, également physicienne médicale à l'ICPO. Je lui exprime ma profonde reconnaissance pour m'avoir si bien conseillé lors de la phase de modélisation du faisceau. Son expérience, sa rigueur, son professionnalisme et sa gentillesse ont été autant d'éléments qui ont été profitables au bon déroulement de ma thèse.

Qu'elles soient, toutes deux, assurées de ma plus sincère gratitude.

J'exprime ma profonde reconnaissance à Monsieur Jean-François Bottollier-Depois, chef du Service de Dosimétrie Externe à l'IRSN, pour m'avoir offert la possibilité de réaliser cette thèse dans son service. Un grand merci à Mademoiselle Isabelle Clairand, Chef du laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants à l'IRSN, pour ses conseils et sa participation dans ce projet. Je la remercie tout particulièrement pour sa relecture du manuscrit et d'une manière plus générale, pour la confiance qu'elle m'a accordée au cours de ces trois années.

Je les remercie tous deux de m'avoir accueilli et d'avoir mis à ma disposition les moyens de mener à bien ce projet de thèse dans de très bonnes conditions.

J'aimerais remercier sincèrement Madame Véronique Lacoste, ingénieur-chercheur à l'IRSN, avec qui j'ai eu le plaisir de collaborer pour la spectrométrie des neutrons à l'ICPO. Je la remercie pour l'intérêt qu'elle a manifesté envers le projet, pour avoir mis à ma disposition ses connaissances sur la spectrométrie des neutrons et enfin, pour son aide précieuse lors de l'analyse des résultats. Grâce à sa rigueur et à sa disponibilité dans la dernière phase de ce projet, Véronique m'a permis d'intégrer les résultats préliminaires de notre étude dans le manuscrit et ainsi de consolider mes travaux. Je lui exprime ici toute ma reconnaissance.

Je présente mes vifs remerciements à Madame Isabelle Vabre-Ribaud de l'Institut de Physique Nucléaire d'Orsay, pour son aide et ses conseils sur la dosimétrie des neutrons au moyen des détecteurs de traces. De même qu'à Monsieur Vincent Gressier, ingénieur-chercheur à l'IRSN, avec lequel j'ai eu le plaisir de réaliser l'étalonnage de ces détecteurs sur l'installation AMANDE de l'IRSN.

Je remercie sincèrement l'ensemble des membres du laboratoire et tout particulièrement Christelle Huet pour ses précieux conseils en Monte Carlo et ses encouragements réguliers ainsi que François Trompier et Ismaël Robbes pour leur aide en dosimétrie des neutrons. Un grand merci également à Carmen Villagrasa, Estelle Courageot, Ziad Francis et Christian Itié pour m'avoir fait bénéficier de leurs compétences lors de mes nombreuses phases d'interrogations. Enfin je ne manquerai pas de remercier Bénédicte Martin et Danielle Millien-Cetoute qui, par leur gentillesse et leur bonne humeur, ont grandement contribué au bon déroulement de ces trois années. Je les remercie pour l'aide et le soutien qu'elles m'ont manifesté. Mes pensées vont également à Madame Viviane Amouroux pour ses nombreux encouragements lors de nos discussions au niveau -1.

Enfin l'aboutissement de trois années de thèse est aussi l'occasion d'avoir une pensée pour tous ceux qui ont fait mon quotidien au cours de cette aventure. Parmi eux j'aimerais remercier tout particulièrement Julien, qui a cumulé plusieurs « casquettes » en trois ans, celles de collègue thésard, de colocataire, et la plus importante, celle d'ami. Julien, pour ces discussions, ces rires, ces cris parfois, pour ces moments de craintes, de stress, de soutien... en un mot, de partage, merci !

Un très grand merci à Emma qui, grâce à sa propre expérience de la thèse, m'a régulièrement rassuré lors de mes phases de stress. Merci Emma pour tout ce soutien et pour le « coup de pouce » lors de l'organisation de la soutenance.

Mes remerciements vont également à Maxime pour son aide plus que précieuse le jour J et d'une manière générale pour son soutien constant, notamment dans les 6 derniers mois. Merci pour tout Maxime.

Je remercie sincèrement Elodie qui, grâce à sa relecture, a contribué à améliorer l'orthographe et la grammaire de ce premier chapitre.

Enfin, mes pensées vont à Claire, JD, Natacha, Raphaël, Camille, Manu, Edwige, Kathy, Lola, Julien B., Nicolas, Sylvain et Franck (et j'en oublie sûrement!). Je vous remercie tous pour votre présence à mes côtés, pour m'avoir écouté et/ou supporté, pour votre soutien et aussi pour votre fameuse question récurrente « Alors ? La thèse... ? ». Vous avez fait de mes trois premières années à Paris des moments inoubliables qui ont fortement contribué à l'aboutissement de ce projet professionnel.

Pour terminer, j'adresse ma plus profonde gratitude à mes parents, Hervé et Josiane, sans lesquels rien de tout cela n'aurait été possible. Je les remercie pour leur soutien inconditionnel depuis ma reprise d'étude et pour la confiance qu'ils m'ont accordée. Ces quelques mots sont sans nul doute bien légers pour exprimer toute la reconnaissance que je leur porte. J'exprime enfin toute mon affection à Fabienne et Benoît, ma sœur et mon frère, ainsi qu'à Gaëlle, Mylène, Nadoue, Christian, Marie-Claude et Jean. Merci pour votre soutien et pour tous ces kilomètres parcourus qui me permettent désormais d'avoir une image gravée de vous tous réunis dans la salle de soutenance.

*A mon oncle,
Yvon Pouliquen*

RESUME

ESTIMATION DES DOSES DUES AUX NEUTRONS SECONDAIRES RECUES PAR
LES PATIENTS EN PROTONTHERAPIE : CAS DES TRAITEMENTS
OPHTALMOLOGIQUES

Les travaux de recherche menés au cours de cette thèse ont eu pour objet d'évaluer les doses dues aux neutrons secondaires reçues par les organes du patient situés en dehors du champ de traitement. L'étude a été axée sur le cas des traitements ophtalmologiques réalisés à l'Institut Curie - centre de Protonthérapie d'Orsay (ICPO). En premier lieu, un modèle de la ligne de faisceau de 75 MeV utilisée pour ces traitements à Orsay a été développé avec le code de calcul Monte Carlo MCNPX. Dans un second temps plusieurs validations expérimentales du modèle ont été mises en œuvre. Elles concernent : (i) la distribution de dose des protons dans un fantôme d'eau, (ii) l'équivalent de dose ambiant dû aux neutrons secondaires, $H^*(10)$, ainsi que les spectres neutroniques dans la salle de traitement, et (iii) les doses déposées par les neutrons secondaires dans un mannequin anthropomorphe. L'accord entre les simulations et les mesures a été jugé suffisamment correct pour considérer le modèle de la ligne de traitement comme représentatif du faisceau utilisé en clinique à l'ICPO.

L'estimation numérique des doses secondaires reçues par les organes du patient a été réalisée à l'aide d'un fantôme mathématique de type MIRD. Les doses absorbées dues aux neutrons secondaires ont été calculées pour plusieurs organes. Les valeurs les plus élevées, estimées au niveau de l'œil non traité, du cerveau et de la thyroïde, sont respectivement égales à 800, 310 et 235 μGy pour un traitement de 60 Gy équivalent ^{60}Co délivrés à l'œil. Les organes recevant une dose équivalente supérieure à 1 mSv sont ceux situés sur la partie antérieure du corps, directement exposée aux neutrons générés dans la ligne de traitement. Un facteur 10 sur la dose équivalente est observé entre les organes situés à proximité de la zone traitée et ceux plus profond et éloignés du champ de traitement. L'utilisation du concept de dose efficace s'avère peu adapté pour caractériser la protection radiologique du patient en protonthérapie.

Mots clés : Protonthérapie ; neutrons secondaires ; dosimétrie ; calcul Monte Carlo

CONTRIBUTIONS SCIENTIFIQUES

- Publications -

Martinetti F., Donadille L., Delacroix S., Nauraye C., De Oliveira A., Clairand I., Herault J.
Monte Carlo Modelling of a protontherapy beam line dedicated to ophthalmologic treatments,
Nuclear Technology, 168, 721-727, 2009

- Communications orales / Posters -

Martinetti F., Donadille L., Delacroix S., Nauraye C., De Oliveira A., Clairand I., Hérault J.
Monte Carlo modeling of a protontherapy beam line dedicated to ophthalmologic treatments
11th International Conference on Radiation Shielding (ICRS-11) & 15th Topical Meeting of the
Radiation Protection and Shielding Division of ANS (RPSD-2008), Pine Mountain, GA, US, april 2008

Martinetti F., Donadille L., Delacroix S., Nauraye C., De Oliveira A., Clairand I., Herault J.
*Modélisation d'une ligne de protonthérapie dédiée aux traitements ophtalmologiques avec le
code de calcul Monte Carlo MCNPX*
47^{èmes} Journées scientifiques de la Société Française de Physique Médicale, 4-6 Juin 2008, Marseille

Martinetti F., Donadille L., Delacroix S., Hérault J., Clairand I., De Oliveira A., Gressier V. Nauraye
C., Robbes I., Trompier F. and Vabre I.
*Monte Carlo calculation of organ doses due to secondary neutrons during ophthalmologic
proton therapy treatments*
48th International Conference of the Particle Therapy Co-Operative Group (PTCOG-48), September
28th - October 3rd, 2009, Heidelberg, Germany.

Martinetti F., Donadille L., Delacroix S., Hérault J., Clairand I., De Oliveira A., Gressier V. Nauraye
C., Robbes I., Trompier F. and Vabre I.
*A proton therapy beam-line model for radiation protection studies of patient: experimental
validation and calculation of organ doses*
11th International Neutron and Ion dosimetry symposium (NEUDOS-11), October 12th - October 16th,
2009, Cap Town, South Africa

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION GENERALE	1
CHAPITRE I - ÉTAT DE L'ART	4
I.1. LA PROTONTHERAPIE	5
<i>I.1.1. Principe</i>	5
I.1.1.a. Propriétés physiques des protons	5
I.1.1.b. Aspects radiobiologiques	6
I.1.1.c. Indications	7
<i>I.1.2. Historique</i>	8
<i>I.1.3. Installations de protonthérapie</i>	9
I.1.3.a. Centres de protonthérapie existant dans le monde.....	9
I.1.3.b. L'Institut Curie - centre de Protonthérapie d'Orsay (ICPO)	11
<i>I.1.4. Considérations techniques</i>	12
I.1.4.a. Les accélérateurs de protons	12
I.1.4.b. Techniques de mise en forme du faisceau	13
I.1.4.c. Le positionnement du patient	16
I.1.4.d. Cas des traitements ophtalmologiques.....	17
<i>I.1.5. Propriété des faisceaux de protons</i>	17
I.1.5.a. Les mécanismes d'interaction des protons avec la matière	17
I.1.5.b. Paramètres caractérisant les distributions de dose.....	18
<i>I.1.6. Dosimétrie en protonthérapie</i>	19
I.1.6.a. Dosimétrie de référence (détermination de la dose absorbée)	19
I.1.6.b. Surveillance du faisceau de traitement.....	20
I.1.6.c. Dosimétrie relative	20
<i>I.1.7. La planification du traitement</i>	21
I.1.7.a. Introduction	21
I.1.7.b. Hétérogénéités	21
I.1.7.c. Modèles pour le calcul de la dose.....	22
I.2. LA PROBLEMATIQUE DES RAYONNEMENTS SECONDAIRES EN PROTONTHERAPIE	24
<i>I.2.1. Introduction</i>	24
I.2.1.a. Production de rayonnements secondaires durant le traitement	24
I.2.1.b. Risque associé aux doses dues aux rayonnements secondaires	24
<i>I.2.2. Méthodes dosimétriques existantes pour l'estimation des doses dues aux particules secondaires</i>	25
I.2.2.a. Méthodes expérimentales	25
I.2.2.b. Méthodes numériques.....	27
<i>I.2.3. Doses dues aux rayonnements secondaires dans la salle de traitement</i>	28
I.2.3.a. Introduction	28
I.2.3.b. Facteurs influençant les doses secondaires	29
<i>I.2.4. Doses dues aux rayonnements secondaires reçues par le patient</i>	34
I.2.4.a. Introduction	34
I.2.4.b. Utilisation de fantômes physiques simples	35
I.2.4.c. Utilisation de mannequins anthropomorphes (fantômes physiques).....	35
I.2.4.d. Utilisation de fantômes numériques voxelisés	36
<i>I.2.5. Quantités dosimétriques utilisées pour caractériser l'exposition du patient</i>	38
I.3. CONCLUSION	39
CHAPITRE II - MODELISATION PAR MONTE CARLO DE LA LIGNE ET DE LA SALLE DE PROTONTHERAPIE DEDIEE AUX TRAITEMENTS OPHTALMOLOGIQUES	41
II.1. LA METHODE DE CALCUL PAR MONTE CARLO	42
<i>II.1.1. Principe</i>	42
<i>II.1.2. Historique</i>	42

II.1.3. Les différents codes Monte Carlo utilisés en protonthérapie.....	42
II.1.3.a. Le code PTRAN	43
II.1.3.b. Le code FLUKA	43
II.1.3.c. Le code GEANT4.....	44
II.1.3.d. Le code MCNPX.....	45
II.1.3.e. Choix du code pour l'étude des doses secondaires en protonthérapie oculaire	47
II.2. MODELISATION DE LA LIGNE ET DE LA SALLE.....	48
II.2.1. Outil de modélisation : le code de calcul MCNPX.....	48
II.2.1.a. Structure d'un fichier d'entrée.....	48
II.2.1.b. Les bibliothèques de sections efficaces	48
II.2.1.c. Les estimateurs : « les Tallies »	49
II.2.1.d. Indicateurs de la précision du calcul avec MCNPX.....	51
II.2.1.e. Un exemple de technique de réduction de variance : la sphère « DXTRAN »	53
II.2.2. Configuration de la ligne et de la salle Y2	55
II.2.2.a. Géométrie de la ligne de traitement Y2	55
II.2.2.b. La salle de traitement	56
II.2.3. Détermination des paramètres de la source.....	57
II.2.3.a. Elargissement latéral.....	57
II.2.3.b. Distribution en énergie	58
II.2.3.c. Distribution angulaire	58
II.3. LE MODELE DE LA LIGNE ET DE LA SALLE	59
II.3.1. La ligne de traitement Y2.....	59
II.3.2. La salle de traitement.....	61
II.3.3. Le faisceau source.....	62
II.3.3.a. Elargissement latéral.....	62
II.3.3.b. Distribution en énergie	65
II.3.3.c. Distribution angulaire	65
II.4. CONCLUSION	66
CHAPITRE III - VALIDATION EXPERIMENTALE DU MODELE : LA DOSE DEPOSEE PAR LES PROTONS DANS UN FANTOME D'EAU	67
III.1. INTRODUCTION.....	68
III.2. MATERIEL ET METHODE	68
III.2.1. Mesure de la dose déposée par les protons dans l'eau.....	68
III.2.1.a. Conditions expérimentales	68
III.2.1.b. Profils de dose en profondeur « natifs »	69
III.2.1.c. Profil de dose en profondeur modulé en conditions de traitement.....	69
III.2.1.d. Profils de dose latéraux.....	70
III.2.2. Calcul de la dose déposée par les protons dans l'eau	70
III.2.2.a. Modulation du Pic de Bragg.....	70
III.2.2.b. Paramètres de calcul	71
III.2.2.c. Transport des particules	71
III.3. RESULTATS.....	72
III.3.1. Comparaison calcul/mesure de la distribution de dose dans l'eau	72
III.3.1.a. Profils relatifs de dose en profondeur	72
III.3.1.b. Profils absolus de dose en profondeur.....	73
III.3.1.c. Profil de dose en profondeur modulé en conditions de traitement.....	74
III.3.1.d. Profils latéraux.....	76
III.4. DISCUSSION - CONCLUSION.....	78

CHAPITRE IV - VALIDATION EXPERIMENTALE DU MODELE : L'EQUIVALENT DE DOSE AMBIANT DÛ AUX NEUTRONS DANS LA SALLE DE TRAITEMENT	80
IV.1. INTRODUCTION.....	81
IV.2. MATERIEL ET METHODE	81
IV.2.1. <i>Mesure de l'équivalent de dose ambiant dû aux neutrons dans la salle Y2</i>	81
IV.2.1.a. Instrumentation	81
IV.2.1.b. Réponse en énergie des radiamètres	84
IV.2.1.c. Etalonnage des instruments	86
IV.2.1.d. Méthode de mesure de $H^*(10)$ dans la salle de traitement	87
IV.2.1.e. Conditions d'irradiation.....	89
IV.2.1.f. Normalisation des mesures	90
IV.2.1.g. Incertitudes de mesures	90
IV.2.2. <i>Mesure des spectres en fluence neutronique aux points A et D</i>	93
IV.2.2.a. Description et validation du système de sphères de Bonner	93
IV.2.2.b. Dispositif expérimental et acquisition des données	94
IV.2.3. <i>Calcul de l'équivalent de dose ambiant dû aux neutrons dans la salle de traitement</i> ..	95
IV.2.3.a. Paramètres de calcul	95
IV.2.3.b. Points de calculs	97
IV.2.3.c. Variation de $H^*(10)$ dû aux neutrons en fonction de la distance à l'isocentre	97
IV.2.3.d. Calcul de la distribution de $H^*(10)$ dû aux neutrons dans la salle de traitement.....	97
IV.2.3.e. Normalisation.....	98
IV.2.4. <i>Calcul des spectres en fluence neutronique aux points A et D</i>	98
IV.3. RESULTATS.....	100
IV.3.1. <i>Influence de la méthode de modélisation simplifiée du modulateur</i>	100
IV.3.2. <i>$H^*(10)$ dû aux neutrons dans la salle de traitement</i>	100
IV.3.2.a. $H^*(10)$ autour de l'isocentre (points 1 à 5)	100
IV.3.2.b. $H^*(10)$ en divers points de la salle (point A à D)	102
IV.3.3. <i>Influence du modulateur de référence M8L8</i>	104
IV.3.4. <i>Variation de $H^*(10)$ dû aux neutrons en fonction de la distance à l'isocentre</i>	104
IV.3.5. <i>Calcul de la distribution de $H^*(10)$ dû aux neutrons dans la salle de traitement</i>	105
IV.3.6. <i>Spectrométrie des neutrons : résultats préliminaires</i>	106
IV.4. CONCLUSION - DISCUSSION.....	108
 CHAPITRE V - VALIDATION EXPERIMENTALE DU MODELE : LA DOSE ABSORBEE DUE AUX RAYONNEMENTS SECONDAIRES DANS UN FANTOME ANTHROPOMORPHE.....	112
V.1. INTRODUCTION	113
V.2. MATERIELS ET METHODES	113
V.2.1. <i>Mesure des doses absorbées dues aux particules secondaires dans le fantôme anthropomorphe RANDO®</i>	113
V.2.1.a. Le fantôme anthropomorphe de type RANDO®	113
V.2.1.b. Détecteurs utilisés.....	114
V.2.1.c. Dispositif expérimental	116
V.2.2. <i>Etalonnage des détecteurs de traces CR-39</i>	120
V.2.3. <i>Estimation des incertitudes de mesures</i>	129
V.2.3.a. Incertitude sur l'étalonnage en énergie des CR-39.....	130
V.2.3.b. Incertitude liée à la mesure avec les CR-39 dans le fantôme RANDO®	131
V.2.3.c. Incertitude de mesure avec les TLD GR-207P	132
V.2.4. <i>Calcul de la dose absorbée due aux particules secondaires dans le fantôme RANDO® voxelisé</i>	132
V.2.4.a. Voxelisation d'un fantôme avec l'outil SESAME.....	132
V.2.4.b. Intégration du fantôme RANDO® voxelisé au modèle	134
V.2.4.c. Calcul des doses absorbées dues aux particules secondaires dans le fantôme RANDO® numérique	135
V.3. RESULTATS	136

V.3.1. Dose absorbée due aux photons secondaires	136
V.3.1.a. Mesure des doses absorbées dues aux photons secondaires dans le fantôme RANDO®	136
V.3.1.b. Comparaison calcul/mesure	137
V.3.2. Dose absorbée due aux neutrons secondaires	138
V.3.2.a. Mesure des doses absorbées dues aux neutrons secondaires dans le fantôme RANDO®	138
V.3.2.b. Comparaison calcul/mesure	140
V.4. CONCLUSION - DISCUSSION.....	141
CHAPITRE VI - ESTIMATION, AU MOYEN D'UN FANTÔME MATHÉMATIQUE, DES DOSES DUES AUX NEUTRONS SECONDAIRES RECUES PAR LES ORGANES AU COURS D'UN TRAITEMENT OPHTALMOLOGIQUE.....	144
VI.1. INTRODUCTION.....	145
VI.2. MATERIEL ET METHODE	145
VI.2.1. Choix d'un modèle anthropomorphe	145
VI.2.1.a. Introduction.....	145
VI.2.1.b. L'homme de référence de la CIPR	145
VI.2.1.c. Le modèle de Cristy et Eckerman basé sur le modèle du MIRD	146
VI.2.2. Modifications apportées au fantôme mathématique	148
VI.2.2.a. Modifications réalisées	148
VI.2.2.b. Calcul du volume des organes.	149
VI.2.3. Calcul des doses absorbées dues aux neutrons secondaires et des spectres en fluence neutronique aux organes	151
VI.2.3.a. Intégration du fantôme mathématique au modèle de la salle Y2.....	151
VI.2.3.b. Organes étudiés	152
VI.2.3.c. Paramètres de calcul	152
VI.2.4. Les doses équivalentes et la dose efficace	153
VI.2.4.a. Introduction.....	153
VI.2.4.b. Hypothèses réalisées sur le calcul de w_R	154
VI.3. RESULTATS.....	157
VI.3.1. Doses absorbées aux organes dues aux neutrons secondaires.....	157
VI.3.2. Doses équivalentes et dose efficace dues aux neutrons secondaires	158
VI.3.2.a. Doses équivalentes	158
VI.3.2.b. Dose efficace	160
VI.4. DISCUSSION	161
VI.4.1. Doses dues aux rayonnements secondaires reçues par les patients pour différentes procédures thérapeutiques	161
VI.4.1.a. Introduction.....	161
VI.4.1.b. Doses absorbées déposées par les neutrons secondaires	162
VI.4.1.c. Doses équivalentes dues aux neutrons secondaires	163
VI.4.1.d. Dose efficace due aux neutrons secondaires	166
VI.4.2. Le risque de cancer radio induit suite à l'exposition aux neutrons secondaires.....	168
VI.5. CONCLUSION.....	171
CONCLUSION GENERALE	174
REFERENCES	179
ANNEXE A - LES GRANDEURS UTILISEES EN RADIOPROTECTION	195
ANNEXE B - PUBLICATION	204

ANNEXE C - SPECTRES EN DEBIT DE FLUENCE CALCULES AVEC MCNPX EN CHAQUE POINT DU FANTOME RANDO VOXELISE.	212
ANNEXE D - ETUDE DE SENSIBILITE SUR L'EXPLOITATION DE LA COURBE DE REPOSE EN ENERGIE DES CR-39 ET LE CALCUL DU COEFFICIENT D'ETALONNAGE MOYEN, <C>.	216
ANNEXE E - SPECTRES EN DEBIT DE FLUENCE CALCULES AVEC LE MODELE POUR LES ORGANES DU FANTOME MATHEMATIQUE.....	220

LISTE DES FIGURES

Chapitre I

<i>Figure I.1 - Profil de dose en profondeur correspondant à la pénétration d'un faisceau de protons de 73 MeV dans l'eau, normalisé à 100% au maximum de dose.</i>	<i>6</i>
<i>Figure I.2 - Profil de dose horizontal correspondant à la pénétration d'un faisceau de protons de 73 MeV dans l'eau, normalisé à 100% sur l'axe du faisceau et mesuré à la profondeur du 50% de la dose.....</i>	<i>6</i>
<i>Figure I.3 - Nombre de patients traités par protonthérapie entre 1955 et 1995 en fonction de la technique et de la localisation.....</i>	<i>8</i>
<i>Figure I.4 - Plan du centre de l'Institut Curie – Centre de Protonthérapie d'Orsay (ICPO).....</i>	<i>11</i>
<i>Figure I.5 - Effet de l'absorbeur et du modulateur sur le rendement en profondeur de protons de 73 MeV. A : Absorbeur ; M : Modulateur ; T : Tumeur.....</i>	<i>14</i>
<i>Figure I.6 - Technique dite dynamique de mise en forme du faisceau.....</i>	<i>15</i>
<i>Figure I.7 - Paramètres du faisceau définis sur le pic de Bragg modulé en condition de références (15 mm de Lexan, modulateur de référence).</i>	<i>19</i>
<i>Figure I.8 – Valeurs comparées de l'équivalent de dose par dose thérapeutique, H/D, et de l'équivalent de dose ambiant par dose thérapeutique, H*(10)/D, à l'isocentre en fonction de l'énergie du faisceau de protons, E_p, et pour trois type de champs de traitement. Figure adaptée de Zheng et al. [Zheng et al. 2008].</i>	<i>30</i>
<i>Figure I.9 – Comparaison des équivalents de dose dus aux neutrons par dose absorbée thérapeutique, H/D, en fonction de la distance par rapport à l'axe du faisceau.....</i>	<i>31</i>
<i>Figure I.10 – Comparaison des équivalents de dose dus aux neutrons par dose absorbée thérapeutique, H/D, en fonction de l'angle θ par rapport à la direction du faisceau</i>	<i>33</i>
<i>Figure I.11 - Distribution de l'équivalent de dose dû aux neutrons par unité de dose absorbée thérapeutique [mSv.Gy⁻¹], H/D, dans le plan horizontal autour de l'isocentre du Harvard Cyclotron Laboratory</i>	<i>34</i>

Chapitre II

<i>Figure II.1. Diagramme des tables de sections efficaces et des modèles pour les photons, électrons, neutrons et protons suivant différentes gammes en énergie.</i>	<i>49</i>
<i>Figure II.2 – Schéma illustrant le principe du tally F5. Exemple pour une réaction nucléaire de type (p,n). R est la distance entre le site de la collision et le point détecteur D et θ est l'angle entre la direction originale de la particule et la direction vers le point D.</i>	<i>51</i>
<i>Figure II.3 – Schéma de principe de la sphère DXTRAN pour une réaction nucléaire de type (p,n). Le neutron créé lors de l'interaction (ou particule « non DXTRAN ») est transporté de manière analogue tandis que le neutron dit « DXTRAN » est transporté de manière déterministe, sans collision jusqu'à la sphère entourant le tally T.</i>	<i>54</i>
<i>Figure II.4 - Schéma de la ligne dédiée aux traitements ophtalmologiques à l'ICPO.....</i>	<i>56</i>
<i>Figure II.5 - Plan annoté de la salle de traitement Y2 comprenant une partie des cotes relevées avec le logiciel AUTOCAD (Autodesk™) pour la construction du modèle avec MCNPX.....</i>	<i>56</i>

Figure II.6 - Schéma du dispositif expérimental ayant permis la mesure de la distribution latérale du faisceau en début de ligne.....	57
Figure II.7 - Vue schématique et 3D des principaux composants situés dans la ligne de traitement Y2.	59
Figure II.8 - Coupes (horizontale, verticale et axiale) du modèle la salle de traitement Y2. Les plans sont pris à l'isocentre ; unité : cm.	63
Figure II.9 - Vues en 3 dimensions de la salle de traitement Y2. Le sol, le plafond et le faux plafond ne sont pas représentés.....	63
Figure II.10 - Visualisation des films radiographiques numéro 1, 4 et 7 après développement.....	62
Figure II.11 - Profils de dose mesurés sur les films radiographiques. a) profils horizontaux pour les films 2 à 6 ; b) profils verticaux pour les films 1 à 6 ; c) profils horizontal et vertical pour le film 7.....	64
Figure II.12 - Distribution de l'énergie déposée par le faisceau de proton dans un plan vertical au fantôme d'eau.....	65

Chapitre III

Figure III.1 – Photographie du collimateur de référence, « M8L8 », composé de 14 secteurs en plexiglas dont deux sont cachés par du laiton.....	69
Figure III.2 - Profils relatifs de dose en profondeur dans l'eau pour diverses épaisseurs de Lexan ; mesurés avec la chambre d'ionisation (CI) et calculés par Monte Carlo (MC).....	73
Figure III.3 - Profils absolus de dose en profondeur dans l'eau pour diverses épaisseurs de Lexan ; mesurés avec la chambre d'ionisation (CI) et calculés par Monte Carlo (MC).	74
Figure III.4 - Profil de dose en profondeur modulé dans l'eau obtenu avec le modulateur « M8L8 » et une épaisseur d'absorbeur de 15 mm ;.....	75
Figure III.5 - Profils de dose latéraux dans l'eau pour diverses épaisseurs de Lexan.....	77

Chapitre IV

Figure IV.1 – Visualisation des radiamètres utilisés pour la mesures de $H^*(10)$ dans la salle de traitement	82
Figure IV.2 – Schéma de composition du radiamètre WENDI-2.....	83
Figure IV.3 – Réponse en énergie par unité de $H^*(10)$ du détecteur LB 6411, normalisée par rapport à un étalonnage au ^{257}Cf	84
Figure IV.4 – Réponses en énergie par unité de $H^*(10)$, normalisées par rapport à un étalonnage au ^{257}Cf , pour trois radiamètres : WENDI-2, Eberline Hankins-NRD et Andersson-Braun.	85
Figure IV.5 – Réponses en énergie par unité de $H^*(10)$, pour deux radiamètres : le CPET HAWK FWAD-1 [Trompier et al. 2007] et le Studsvik 2202D [Barlett et al. 2001].....	86
Figure IV.6 – Vue schématique du « nez » de traitement incluant.....	88
Figure IV.7 – Visualisation des autres points de mesures dans la salle de traitement sur une coupe horizontale au niveau de l'isocentre ;.....	89
Figure IV.8 - Fonctions de réponse en fluence du système de sphères de Bonner « haute énergie – basse pression » pour des énergies allant de 10^3 eV à 100 MeV.....	94
Figure IV.9 – Photographie illustrant les positions de mesure A et D dans la salle de traitement Y2.	94

Figure IV.10 – Distributions en énergie des débits de fluence neutronique et énergies moyennes calculées aux points A et D.....	99
Figure IV.11 – Equivalent de dose ambiant dû aux neutrons secondaires, $H^*(10)$, normalisé par dose absorbée thérapeutique, D, et mesuré avec les différents radiamètres pour les points 1 à 5.....	100
Figure IV.12 – Equivalent de dose ambiant dû aux neutrons secondaires, $H^*(10)$, normalisé par dose absorbée thérapeutique, D, calculé et mesuré à $r=100$ cm de l'isocentre pour les points 1 à 5.....	101
Figure IV.13 – Equivalent de dose ambiant dû aux neutrons secondaires, $H^*(10)$, normalisé par dose absorbée thérapeutique, D, et mesuré avec les différents radiamètres pour les points A à D.....	102
Figure IV.14 – Equivalent de dose ambiant dû aux neutrons secondaires, $H^*(10)$, normalisé par dose absorbée thérapeutique, D, et mesuré avec les différents radiamètres pour les points A à D.....	103
Figure IV.15 – comparaison entre la mesure et le calcul du rapport entre le $H^*(10)$ obtenu avec le modulateur M8L8 sur le $H^*(10)$ obtenu sans modulateur M8L8 au niveau des points A à D.	104
Figure IV.16 - Equivalent de dose ambiant dû aux neutrons, $H^*(10)$, en fonction du point de calcul et à différentes distances r de l'isocentre (50, 100 et 150 cm).....	105
Figure IV.17 - Calcul de la distribution de l'équivalent de dose ambiant dû aux neutrons secondaires, $H^*(10)$, normalisé par dose absorbée thérapeutique, D, dans le plan horizontal de la salle de traitement Y2.	106
Figure IV.18 – Nombre de coups pour chaque sphères, normalisé par unité moniteur (UM) au point A et D. Les points en bleu correspondent aux sphères comprenant des coquilles de W ou de Pb.....	107

Chapitre V

Figure V.1 – Fantôme RANDO [®] utilisé lors des mesures en salle de traitement Y2.	114
Figure V.2 – Photographie des tubes de plastique dans lesquels la poudre thermoluminescente est introduite	115
Figure V.3 – Exemple de traces laissées sur la surface d'un détecteur CR-39.....	116
Figure V.4 – Photographies de trois des tranches du fantôme RANDO [®] dans lesquelles les détecteurs ont été insérés.	117
Figure V.5 – Photographie de la position du fantôme RANDO [®] placé sur la chaise de traitement lors des mesures.	118
Figure V.6 – a) appareil de mesure de la thermoluminescence ; b) exemple de thermogramme obtenu pour la poudre de fluorure de lithium.	119
Figure V.7 – Diagramme résumant la procédure d'étalonnage des CR-39 sur l'installation AMANDE de l'IRSN.	121
Figure V.8 – Photographies illustrant l'irradiation des CR-39 sur l'installation AMANDE de l'IRSN.....	122
Figure V.9 – Réponse expérimentale R (log) des CR-39 en fonction de l'énergie (log) entre 1,2 et 17 MeV.....	126
Figure V.10 – Courbe de réponse en énergie adoptée des CR-39 entre 200 keV et 75,3 MeV.....	127
Figure V.11 – Schéma de principe général de l'application SESAME.....	133
Figure V.12 – Visualisation du fantôme RANDO [®] numérique voxélisé (corps entier) obtenu après segmentation sous SESAME.....	134
Figure V.13 – Visualisation dans les trois plans du fantôme RANDO [®] voxélisé introduit dans le modèle MCNPX de la salle de traitement Y2.....	134

<i>Figure V.14 – Exemple de positionnement des points de calcul dans le fantôme RANDO[®] voxélisé</i>	<i>136</i>
<i>Figure V.15 – Dose absorbée due aux photons secondaires calculée avec MCNPX et mesurée avec les TLD GR-207P en 7 points du fantôme RANDO[®]</i>	<i>138</i>
<i>Figure V.16 – Dose absorbée due aux neutrons secondaires calculée avec MCNPX et mesurée avec les CR-39 en 8 points du fantôme RANDO[®]</i>	<i>141</i>

Chapitre VI

<i>Figure VI.1 – Le modèle de fantôme mathématique issu des travaux de Cristy et Eckerman.....</i>	<i>147</i>
<i>Figure VI.2 – Tête du fantôme mathématique (de face, profil et $\frac{3}{4}$).</i>	<i>148</i>
<i>Figure VI.3 – Fantôme mathématique (de face, profil et $\frac{3}{4}$) utilisé pour le calcul des doses dues aux neutrons secondaires</i>	<i>149</i>
<i>Figure VI.4 – Visualisation du fantôme mathématique introduit dans le modèle MCNPX de la salle de traitement Y2.</i>	<i>151</i>
<i>Figure VI.5 – Doses équivalentes aux organes selon les recommandations des publications 60 et 103 de le CIPR [ICPR 1991, 2007].....</i>	<i>159</i>

ANNEXES

<i>Figure A.1 – Facteurs de pondération, w_R, pour les neutrons en fonction de l'énergie des neutrons.</i>	<i>197</i>
<i>Figure D.1 – Courbes de réponse en énergie des CR-39 en fonction de différentes hypothèses envisagées : cas n° 1 à 4.</i>	<i>217</i>

LISTE DES TABLEAUX

Chapitre I

<i>Tableau I.2 – Principales études dosimétriques relatives aux doses dues aux rayonnements secondaires en protonthérapie.....</i>	<i>26</i>
<i>Tableau I.3 – Equivalents de dose dus aux neutrons par unité de dose absorbée thérapeutique, H/D, issus de la littérature.</i>	<i>28</i>

Chapitre II

<i>Tableau II.1. Les différents « tallies » disponible dans MCNPX et utilisés dans cette étude.....</i>	<i>50</i>
<i>Tableau II.2. Composition (par fraction massique) et masse volumique des matériaux composés définis dans le modèle de la ligne de traitement.</i>	<i>60</i>
<i>Tableau II.3. Composition de l'acier inoxydable utilisé pour définir une partie du profileur.</i>	<i>61</i>
<i>Tableau II.4. Composition (par fraction massique) et masse volumique de la vitre plombée et du placoplâtre. .</i>	<i>61</i>

Chapitre III

<i>Tableau III.1 – Conditions expérimentales (CE) pour la mesure des profils de dose latéraux et des profils de dose en profondeur natifs.....</i>	<i>68</i>
<i>Tableau III.2 – Caractéristiques du modulateur de référence, « M8L8 », utilisé lors des mesures. Les secteurs 13 et 14 sont recouverts par le laiton lors de son utilisation.</i>	<i>70</i>
<i>Tableau III.3 - Paramètres dosimétriques des profils de doses en profondeur calculés (MC) et mesurés (CI) pour les différentes Conditions Expérimentales (CE) étudiées</i>	<i>73</i>
<i>Tableau III.4 – paramètres dosimétriques des profils de doses latéraux calculés (MC) et mesurés (CI) pour les différentes Conditions Expérimentales (CE) étudiées.....</i>	<i>76</i>

Chapitre IV

<i>Tableau IV.1 – Facteurs d'étalonnage établis pour chacun des instruments utilisés dans cette étude.....</i>	<i>87</i>
<i>Tableau IV.2 – Position des 5 points de mesure par rapport à l'isocentre.....</i>	<i>87</i>
<i>Tableau IV.3 – Incertitude propre aux radimètres, S_{RAD}.....</i>	<i>91</i>
<i>Tableau IV.4 – Incertitude de mesure, S_{MES}, aux différents points de la salle de traitement</i>	<i>92</i>
<i>Tableau IV.5 – Coefficients d'angle utilisés pour pondérer les valeurs de $H^*(10)$ obtenus par les simulations des secteurs du modulateur</i>	<i>97</i>
<i>Tableau IV.6 – Fluence neutronique relative en fonction du domaine en énergie aux points A et D.....</i>	<i>99</i>

Chapitre V

<i>Tableau V.1 – Localisation et dénomination des TLD GR-207P et des CR-39 dans le fantôme RANDO®.</i>	<i>117</i>
<i>Tableau V.2 – Fluence de neutrons directs mesurée, $\Phi_{DIR.EXP}$, et densité moyenne de traces, ρ_{TR}, moyennée sur les 4 CR-39 irradiés par énergie.....</i>	<i>123</i>

Tableau V.3 – Dose totale délivrée au point de détection, $D_{TOT,MC}$, tenant compte des neutrons directs et diffusés dans l'installation et fluence de neutrons directs dans l'air (en l'absence de CR-39), $\Phi_{DIR,MC}$. La fluence de neutron totale calculée, $\Phi_{TOT,MC}$, dans l'air est donnée à titre indicatif.	124
Tableau V.4 – Densité de traces, ρ_{TR} , dose absorbée totale délivrée aux CR-39, $D_{TOT,EXP}$, et valeurs de la réponse, R , des CR-39 pour chaque énergie d'irradiation.	125
Tableau V.5 – Contributions relatives (en %) des neutrons secondaires en fonction de leur gamme en énergie, à la dose absorbée en chaque point du fantôme RANDO [®] voxelisé en position de traitement.	128
Tableau V.6 – Valeurs des coefficients d'étalonnage moyens permettant de convertir la densité de traces lue sur les CR-39 en dose absorbée.	129
Tableau V.7 – Bilan des incertitudes liées à l'étalonnage en énergie des CR-39 ($k=1$).	130
Tableau V.8 – Incertitude relative totale sur la mesure avec les CR-39 dans le fantôme RANDO [®] , S_{MES} ($k=1$).	132
Tableau V.9 – Composition (par fraction massique) et masse volumique des trois matériaux composés entrant dans la composition du fantôme RANDO [®] voxelisé.	135
Tableau V.10 – Dose absorbée due aux photons secondaires, D_p , mesurée avec TLD GR-207P en 7 points du fantôme RANDO [®]	137
Tableau V.11 – Densité de traces, ρ_{RANDO} , et dose absorbée moyenne due aux neutrons secondaires, $\langle D_n \rangle$, mesurée avec les CR-39 en 8 points du fantôme RANDO [®]	139

Chapitre VI

Tableau VI.1 – Composition et masse volumique des tissus du fantôme mathématique [ICRU 1989b].....	147
Tableau VI.2 – Volume des organes modélisés calculé par MCNPX, V_{MC} , comparés aux volumes spécifiés du fantôme de Cristy et Eckerman, V_{REF} [Cristy et Eckerman 1987].	150
Tableau VI.3 – Organes et tissus du fantôme mathématique choisis pour le calcul des doses absorbées.	152
Tableau VI.5- Organes et tissus considérés pour le calcul de la dose aux tissus restants selon les recommandations des publications 60 et 103 de la CIPR [ICRP 1991, 2007].	156
Tableau VI.6 – Doses absorbées calculées pour les organes avec le modèle numérique de la salle Y2. Les doses sont exprimées en $\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$	157
Tableau VI.7 – Doses équivalentes aux organes entrant dans la composition du calcul de la dose efficace, exprimées en mSv pour une dose thérapeutique de 60 Gy équivalent ^{60}Co	159
Tableau VI.8 – Doses équivalentes et efficaces dues aux neutrons calculées selon les recommandations 60 et 103 de la CIPR.....	161
Tableau VI.9 – Doses absorbées aux organes déposées par les neutrons secondaires pour quatre installations de protonthérapie et divers traitements	163
Tableau VI.10 – Doses équivalentes aux organes dues aux neutrons secondaires pour diverses procédures thérapeutiques au moyen de protons ou photons	165
Tableau VI.11 – Doses efficaces calculées pour divers traitement par protonthérapie.....	167

ANNEXES

<i>Tableau A.1 - Facteur de pondération du rayonnement w_R selon les recommandations de la publication 103 de la CIPR [ICRP 2007].</i>	197
<i>Tableau A.2 - Facteur de pondération pour les tissus w_T. Comparaison des recommandations des publications 60 et 103 de la CIPR [ICRP 1991, 2007].</i>	199
<i>Tableau D.1 – Résumé des hypothèses retenues sur la courbe de réponse des CR-39 en fonction de la gamme en énergie.</i>	218
<i>Tableau D.2 – Valeurs du coefficient d'étalonnage moyen, $\langle C \rangle$, permettant de convertir la densité de traces, ρ_{RANDO}, lue sur les CR-39 insérés dans le fantôme RANDO[®] en dose absorbée, en fonction des hypothèses retenues sur la forme de la courbe de réponse en énergie (cas 1 à 4).</i>	218

INTRODUCTION GENERALE

La protonthérapie est une technique spécifique de radiothérapie visant à détruire les cellules cancéreuses en les irradiant par un faisceau de protons. Cette technique de traitement se distingue de la radiothérapie conventionnelle qui utilise des faisceaux de photons ou d'électrons pour traiter les lésions. La protonthérapie est à ce titre une branche de la hadronthérapie qui regroupe les techniques de traitement utilisant les neutrons et ions lourds à la place des photons. Depuis une vingtaine d'années, la protonthérapie est devenue une modalité thérapeutique reconnue et à ce jour, plus de 55 000 patients en ont bénéficié dans le monde.

L'intérêt principal de la protonthérapie réside dans sa capacité à délivrer des distributions de dose hautement conformationnelles au volume cible tout en permettant une bonne protection des tissus sains environnant la tumeur. Contrairement aux photons, les protons ont en effet l'avantage d'avoir un parcours fini dans la matière, ce qui limite le dépôt de dose à une profondeur déterminée. Les dommages occasionnés aux tissus biologiques sains environnant la lésion sont ainsi minimisés par rapport à la radiothérapie par photons. Pour cette raison, la protonthérapie est une stratégie thérapeutique complémentaire des autres techniques de radiothérapie et est indiquée dans le traitement de certaines tumeurs de situation anatomique particulière dont l'irradiation par photons endommagerait les tissus sains environnants à un niveau considéré comme inacceptable. La protonthérapie se distingue également de la radiothérapie réalisée par photons en ce qui concerne les installations. Si des accélérateurs linéaires de taille réduite sont employés en radiothérapie, les installations de protonthérapie nécessitent des équipements plus lourds, tels des accélérateurs circulaires de plusieurs centaines de tonnes, ainsi que des lignes de transport du faisceau sous vide.

Pour mettre en forme le faisceau de protons et homogénéiser la distribution de dose au niveau de la zone à traiter, la majorité des installations de protonthérapie actuellement en fonctionnement, utilisent une technique dite de diffusion passive. Le faisceau de protons incidents est mis en forme, tant en profondeur que latéralement, au moyen d'une série d'éléments positionnés dans la voie de faisceau (modulateur, diffuseur, collimateurs, etc.). Les réactions nucléaires subies par les protons dans ces dispositifs donnent lieu à la création de rayonnements secondaires incluant principalement des neutrons, lesquels se distribuent suivant un large spectre en énergie. Ces neutrons contribuent à délivrer une dose additionnelle au patient en dehors du champ de traitement.

Pour qualifier le potentiel thérapeutique des rayonnements ionisants, Xu et al. [Xu et al. 2008] emploient le terme « d'arme à double tranchant ». Cette métaphore illustre bien la problématique de l'exposition secondaire du patient en protonthérapie. En effet, le potentiel effet carcinogène des rayonnements ionisants aux faibles doses est un fait connu qui a été, et qui est encore, largement étudié. Ainsi, depuis une dizaine d'années, la problématique de l'exposition des patients aux champs de rayonnements secondaires générés lors des traitements par protonthérapie

a donné lieu à un certain nombre d'études. Ces dernières peuvent schématiquement être divisées en deux catégories : les études dosimétriques et les évaluations du risque. Les premières sont généralement focalisées sur la détermination quantitative des doses dues aux rayonnements secondaires en dehors du champ de traitement par calculs Monte Carlo ou mesures. Les secondes utilisent quant à elles les données dosimétriques relatives à l'exposition secondaire du patient pour estimer le risque d'incidence d'un cancer radio-induit. Concernant les études dosimétriques, les valeurs disponibles dans la littérature sont généralement éparées. La production de neutrons secondaires dans une salle de protonthérapie est en effet dépendante de nombreux facteurs tels que l'énergie cinétique des protons, la taille de champ et la technique de mise en forme du faisceau. D'une manière générale, l'analyse de ces données met en évidence que les niveaux de doses secondaires sont dépendants de l'installation considérée.

Dans le cadre de la mise en place d'un programme de recherche et d'expertise à l'Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN) visant à évaluer la contribution des champs neutroniques secondaires autour d'installations de radiothérapie et de protonthérapie par mesure et/ou calcul de doses externes, une collaboration a été mise en place avec l'Institut Curie - centre de Protonthérapie d'Orsay (ICPO). Le projet a été axé sur la caractérisation des champs de neutrons secondaires dans la salle dédiée aux traitements ophtalmologiques à l'ICPO. Ce type d'étude n'a jusqu'alors pas été réalisé pour l'installation d'Orsay.

Le laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants (LDRI) dispose des moyens nécessaires (expérimentaux et numériques) à la mise en œuvre d'une étude complète sur le sujet. Cette étude inclut le développement d'un modèle numérique de la salle de traitement par Monte Carlo, trois étapes de validation expérimentale du modèle et enfin une étude spécifique relative aux doses secondaires reçues par les organes des patients, au moyen d'un fantôme anthropomorphe numérique (adulte).

Ainsi, le projet d'estimation des doses dues aux neutrons secondaires reçues par les patients traités par protonthérapie oculaires est initié dans le premier chapitre par un état de l'art sur la protonthérapie et les données bibliographiques relatives aux champs neutroniques secondaires auprès d'installations diverses. Le modèle de la ligne de faisceau dédiée aux traitements ophtalmologiques, développé avec le code de calcul Monte Carlo MCNPX, est ensuite présenté dans le second chapitre.

Les différentes étapes de validation expérimentale du modèle sont exposées dans les trois chapitres suivants. Le chapitre III fait état des comparaisons entre les distributions de doses déposées par les protons dans un fantôme d'eau, mesurées à l'ICPO et simulées par MCNPX. Le chapitre IV présente la validation expérimentale du modèle du point de vue de l'équivalent de dose ambiant dû aux neutrons dans la salle de traitement. Enfin, la dernière étape de validation axée sur la reconstitution numérique de l'irradiation d'un mannequin anthropomorphe, est exposée dans le

chapitre V. Cette étape aborde plus spécifiquement les comparaisons entre les doses dues aux neutrons secondaires, mesurées au moyen de détecteurs de traces dans le mannequin et calculées dans le fantôme numérique voxélisé.

L'estimation par calcul Monte Carlo des doses dues aux neutrons secondaires reçues par les organes des patients, réalisée avec un fantôme mathématique adulte, est exposée dans le chapitre VI. Les résultats obtenus lors de cette étude dosimétrique sont comparés à ceux disponibles dans la littérature et associés à une discussion critique sur la pertinence des grandeurs dosimétriques à utiliser dans ce contexte. Enfin, ce dernier chapitre présente une synthèse des méthodes d'évaluation du risque de développement de cancers radio induits publiées sur la thématique de l'exposition secondaire du patient en radiothérapie.

CHAPITRE I ÉTAT DE L'ART

I.1. LA PROTONTHERAPIE

Ce paragraphe introductif présente la protonthérapie dans ses généralités. Le principe et l'historique de la technique seront exposés de même que les considérations plus techniques comme les différents types d'accélérateurs, les techniques de mise en forme du faisceau, la dosimétrie ou encore la planification du traitement.

I.1.1. Principe

I.1.1.a. Propriétés physiques des protons

L'utilisation des faisceaux de protons en radiothérapie est basée sur l'exploitation des propriétés physiques de la perte d'énergie des protons pénétrant la matière. Si les photons utilisés en radiothérapie classique s'atténuent dans la matière, les protons étant des particules chargées ont un parcours fini dans celle-ci, qui dépend de l'énergie initiale du faisceau, de la densité du milieu considéré et du numéro atomique de ce dernier. La seconde propriété de l'interaction des protons dans la matière est leur densité d'ionisation (perte d'énergie par unité de longueur) relativement faible. En effet, la capacité d'un proton à ioniser le milieu augmente lorsqu'il ralentit ; ceci se traduit par un fort taux d'ionisation en fin de parcours. Sur la forme du rendement en profondeur, deux zones peuvent être identifiées : la zone dite de « plateau » en entrée et, en fin de parcours, le dépôt de dose très localisé appelé « Pic de Bragg ». La figure I.1 illustre ce rendement en profondeur. La chute brutale du dépôt de dose dans la partie distale du pic (appelée « pénombre distale » : passage de 100 à 0 % de la dose en moins de deux millimètres pour les énergies utilisées en clinique) permet de protéger avec précision des structures immédiatement en arrière de la zone traitée.

De même, les « pénombres latérales » d'un faisceau de protons sont faibles, elles permettent d'irradier un petit volume avec une dose élevée tout en épargnant les structures adjacentes à la tumeur. Un exemple de pénombres latérales obtenues lors de la pénétration d'un faisceau de 73 MeV dans l'eau est donné sur la figure I.2.

Ces propriétés sont adaptées aux contraintes liées aux traitements par radiothérapie, à savoir délivrer une dose élevée à la zone tumorale tout en épargnant autant que possible les tissus sains avoisinants. La distribution de dose délivrée par un faisceau de protons est très bien localisée dans l'espace, non seulement dans la direction latérale, mais également en profondeur.

La profondeur de traitement en protonthérapie est donc directement déterminée par la relation entre l'énergie incidente du faisceau de protons et la profondeur maximale de pénétration dans le tissu. Ainsi, des énergies incidentes situées entre 150 et 250 MeV seront adaptées aux traitements de nombreuses lésions dites « profondes » chez le patient adulte tandis que les énergies plus faibles, de l'ordre de 60 à 75 MeV, seront utilisées pour le traitement de tumeurs oculaires.

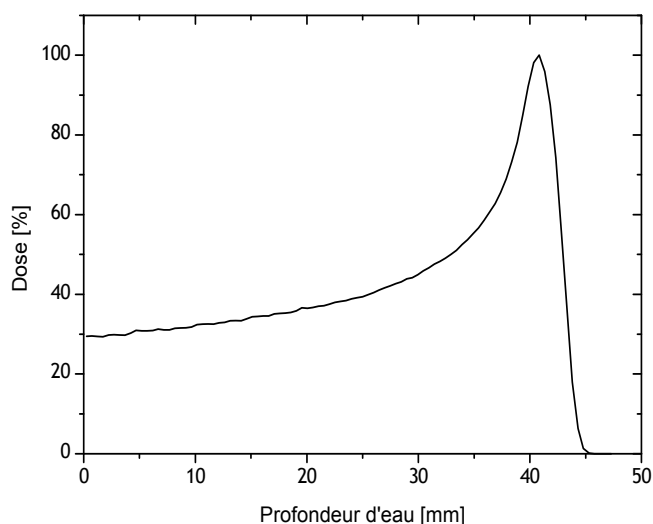


Figure I.1 - Profil de dose en profondeur correspondant à la pénétration d'un faisceau de protons de 73 MeV dans l'eau, normalisé à 100% au maximum de dose.

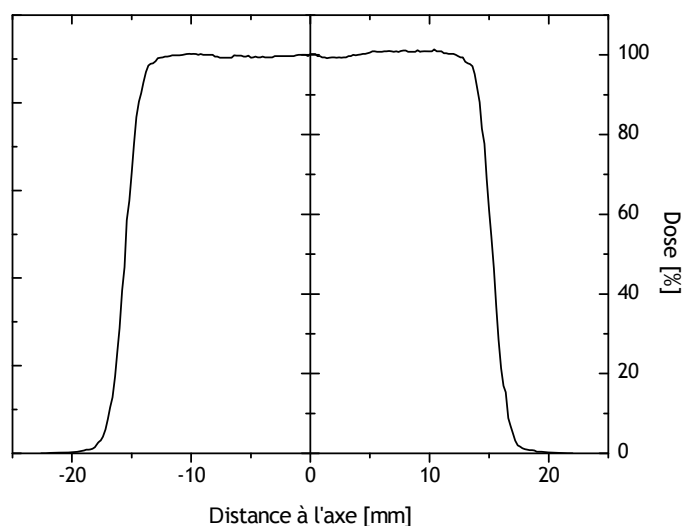


Figure I.2 - Profil de dose horizontal correspondant à la pénétration d'un faisceau de protons de 73 MeV dans l'eau, normalisé à 100% sur l'axe du faisceau et mesuré à la profondeur du 50% de la dose.

I.1.1.b. Aspects radiobiologiques

L'utilisation des protons en radiothérapie repose essentiellement sur l'intérêt balistique de ces particules et non, à la différence des neutrons, sur leurs propriétés radiobiologiques. Néanmoins, de nombreuses études ont relaté les effets biologiques des protons [Paganetti et al. 2002 ; Skarsgard 1998] et le choix d'une valeur appropriée de l'Efficacité Biologique Relative (EBR) s'est avéré important pour relier les doses déposées par les protons à celles délivrées par les photons, plus communément utilisées en radiothérapie.

L'EBR des protons est définie, pour des conditions d'irradiation identiques, comme le rapport de la dose déposée par des photons X ou γ sur la dose déposée par des protons, requise pour donner le même effet biologique. La valeur moyenne de l'EBR a été évaluée à 1,1. Certaines études ont cependant mis en évidence une légère augmentation de l'EBR en fin de parcours [Cosgrove et al. 1997]. En effet, l'EBR est fonction des caractéristiques microdosimétriques des faisceaux de protons. Le Transfert d'Énergie Linéique (TEL, souvent noté L, voir Annexe A) des protons, défini comme la quantité d'énergie transférée par unité de longueur, augmente lentement le long du parcours des particules mais plus fortement au niveau du pic de Bragg. Cette augmentation du TEL en fin parcours s'accompagne d'une augmentation de l'EBR qui peut atteindre 1,4 à ce niveau [Kliauga et al. 1978].

I.1.1.c. Indications

Historiquement, les premières applications de la protonthérapie ont été orientées sur les traitements suppressifs de l'hypophyse. De même, les traitements stéréotaxiques en dose unique figurent comme les techniques utilisées dès l'origine de la protonthérapie ; par exemple, les protons ont été largement indiqués dans les cas de Malformations Artério-Veineuses (MAV) principalement en raison du caractère non opérable de ces pathologies congénitales [Kjellberg 1988].

La protonthérapie est rapidement devenue l'indication majeure pour le traitement du mélanome oculaire dans les années 90 (Figure I.3.). Il s'agit de la plus fréquente tumeur oculaire et le traitement standard de cette affection cancéreuse consistait en une énucléation chirurgicale, dès lors que l'épaisseur de la tumeur (typiquement > 5 mm) ne permettait plus un traitement par curiethérapie. La protonthérapie s'est avérée être une alternative thérapeutique conservative efficace pour cette pathologie [Dendale et al. 2006]. Le traitement du mélanome comprend quatre séances de traitement, chacune délivrant une dose d'environ 15 grays équivalent cobalt (EBR=1,1, soit 13,64 grays déposés par les protons).

La protonthérapie a été indiquée pour d'autres pathologies oculaires comme les angiomes, les rétinoblastomes ou encore la dégénérescence maculaire liée à l'âge (DMLA, pathologie non cancéreuse), mais elles ont fait l'objet de relativement peu d'études [Habrand et al. 1996].

Les tumeurs de la base du crâne et de la moelle épinière comme les chordomes et chondrosarcomes sont également des indications de choix en protonthérapie. Ces tumeurs d'évolution relativement lente et très résistantes aux rayons X sont le plus souvent inopérables en raison des nombreuses structures sensibles situées à proximité (tronc cérébral, chiasma optique etc.).

Certaines études ont également évalué l'apport des protons dans le traitement des carcinomes de la prostate, notamment dans les cas de tumeur de gros volume mais la place de la protonthérapie dans le traitement de ce type de localisation reste controversée.

Enfin, quelques essais ont été menés au Japon dans les années 90 sur des traitements de tumeurs thoraco-abdominales (foie, poumon), pour lesquels un système d'asservissement de l'irradiation à la respiration a dû être développé [Habrand et al. 1995].

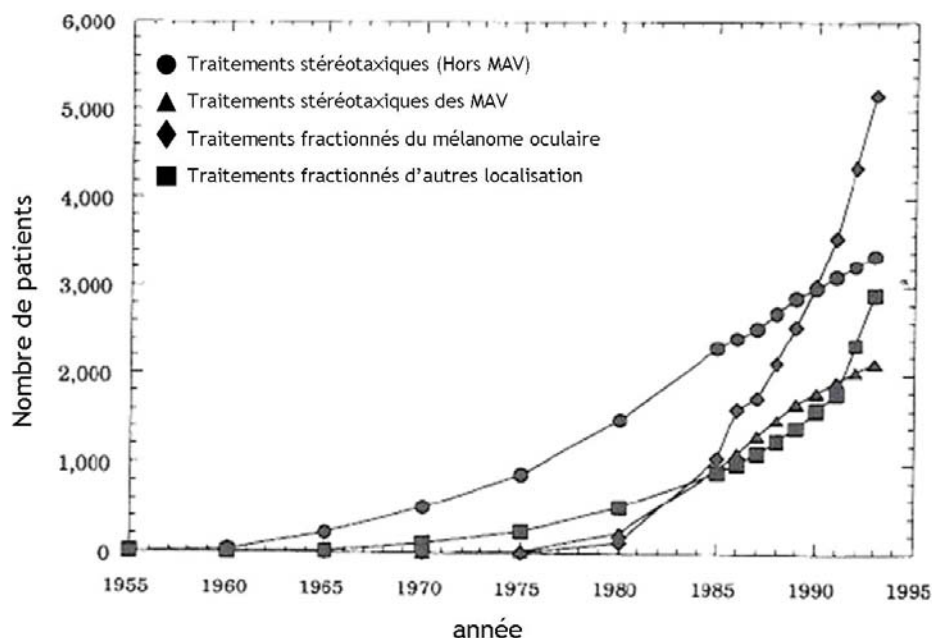


Figure I.3 - Nombre de patients traités par protonthérapie entre 1955 et 1995 en fonction de la technique et de la localisation.

Figure adaptée de Raju [Raju 1996].

I.1.2. Historique

C'est en 1946, dans un article paru dans le journal américain « Radiology », que Robert Wilson suggère pour la première fois l'emploi des protons énergétiques en médecine et notamment dans le traitement des affections cancéreuses [Wilson 1946]. Deux ans plus tard, la construction d'un cyclotron à Berkeley s'achève et des faisceaux de protons, deutérons et ions lourds sont alors disponibles. Les premières études sur les propriétés balistiques de ces particules, menées à Berkeley par Tobias, confirment les prédictions de Wilson notamment sur leur possible utilisation à des fins thérapeutiques [Tobias et al. 1952]. Les premiers essais thérapeutiques réalisés sur les humains à Berkeley sont axés sur des pathologies non cancéreuses et ce n'est qu'après 1960 que l'emploi des faisceaux de protons s'oriente plus spécifiquement vers le traitement des cancers [Raju 1995].

Au début des années 50 à Uppsala, en Suède, la construction d'un synchrocyclotron permet la mise en œuvre d'un programme de recherche sur les propriétés radiobiologiques de protons de 185 MeV. L'équipe suédoise est par la suite pionnière sur le développement des techniques de

radiochirurgie stéréotaxique qui utilisent de fins faisceaux de protons pour le traitement des localisations cérébrales [Larsson et al. 1958, 1963].

Entre 1960 et 1980, les techniques de protonthérapie se modernisent, des essais utilisant des champs d'irradiation plus larges se développent, notamment à Uppsala et au Harvard Cyclotron Laboratory (HCL) [Sui et al. 1975]. Constable et al. du Massachusetts General Hospital, en collaboration avec le HCL, réalisent au milieu des années 70 le premier traitement du mélanome de l'œil ayant permis d'éviter l'énucléation chirurgicale [Constable et al. 1976 ; Gragoudas et al. 1977].

L'avènement de la tomодensitométrie au début des années 80 permet d'améliorer considérablement la définition des volumes à traiter grâce à une imagerie désormais en trois dimensions. La conséquence directe de cette avancée technologique va permettre la multiplication des centres de protonthérapie de part le monde. Deux centres sont construits au Japon (Chiba et Tsukuba) et des installations initialement dédiées à la neutronthérapie utilisent désormais leur faisceau de protons à des fins thérapeutiques, notamment à Clatterbridge en Angleterre, Vancouver au Canada ou encore au PSI¹ de Villigen en Suisse [Raju 1996]. En 1990, le premier centre de protonthérapie dédié exclusivement aux traitements médicaux est construit à Loma Linda en Californie. Cette installation est également la première à être dotée de trois salles de traitement comportant chacune un bras isocentrique [Slater 1992].

La protonthérapie s'est rapidement développée au cours des années 90. En France, deux sites sont entrés en fonctionnement au début des années 1990, le centre de protonthérapie de l'Institut Curie situé à Orsay (ICPO) et le cyclotron biomédical du Centre Antoine Lacassagne à Nice. De nos jours, on dénombre plus de 55 000 patients ayant bénéficié de cette technique de traitement à travers le monde.

I.1.3. Installations de protonthérapie

I.1.3.a. Centres de protonthérapie existant dans le monde

Le tableau I.1 dresse une liste exhaustive des centres de protonthérapie existant dans le monde. En plus de ces installations en activité depuis de nombreuses années, de nouveaux centres ont été créés ces dernières années ou sont actuellement en construction. La plupart des installations construites depuis 2000 sont des centres de protonthérapie dit « cliniques », par opposition aux installations dédiées initialement à la recherche en physique dans lesquelles l'activité thérapeutique a lieu seulement lorsque le faisceau est disponible.

¹ Paul Sherrer Institute

Tableau I.1 - Principaux centres de protonthérapie présent dans le monde et leur énergie clinique maximale

INSTITUT	Ville, Pays	Energie clinique maximale [MeV]
Croker Nuclear Laboratory	Davis, CA, USA	60
Clatterbridge centre for oncology	Clatterbridge, Royaume Uni	62
Centre Antoine Lacassagne	Nice, France	65
National Institute of radiological Sciences	Chiba, Japon	70
Centro de Adro Terapia e Applicazioni	Catania, Italie	70
Tri-University Meson Factory	Vancouver, Canada	72
Hahn-Meitner-Insitut	Berlin, Allemagne	72
Université catholique de Louvain	Louvain la Neuve, Belgique	90
Harvard Cyclotron Laboratory	Cambridge, MA, USA	160
The Svedberg Laboratory	Uppsala, Suède	200
iThemba Laboratory - National Accelerator Center	Faure, Afrique du Sud	200
Institute for theoretical and Experimental Physics	Moscou, Russie	200
Midwest Proton Therapy Institute	Bloomington, IN, USA	200
Institut Curie - centre de Protonthérapie d'Orsay	Orsay, France	200
Joint Institut for Nuclear Research	Dubna, Russie	200
Wakase Wan Energy Research Center	Tsuruga, Japon	230
University of Florida, Proton Therapy Institute	Jacksonville, FL, USA	230
Paul Sherrer Institute	Villigen, Suisse	230
National Cancer Center	Kashiwa, Japon	235
Francis H Burr, Proton Therapy Center	Boston, MA, USA	235
Shizuaka Cancer Center	Mishima, Japon	235
Wanjue Proton Therapy Center	Wanjie, Chine	235
National Cancer Center	Ilsan, Corée du sud	235
M D Anderson Cancer Center	Houston, TX, USA	250
Loma Linda University Medical Center	Loma Linda, CA, USA	270
Proton Medical Research Center	Tsukuba, Japon	270
Lawrence Berkeley National Laboratory	Berkeley, CA, USA	340
Petersburg Nuclear Physics Institute	St. Petersburg, Russie	NC*

*NC : Non connue

Les Etats-Unis sont le pays doté du plus grand nombre de centres de traitement. Après la fermeture des Installations de Cambridge et de Berkeley, six installations cliniques de protonthérapie sont en activité sur le territoire américain :

- Loma Linda University Medical Center en Californie.
- Midwest Proton Radiotherapy Center (MPRC) à Bloomington.
- University of Florida Proton Therapy Institute à Jacksonville.
- Croker Nuclear Laboratory à Davis.
- Northeast Proton Therapy Center (NPTC) (Francis H Burr) à Boston.
- Le M.D. Anderson Proton Therapy Center à Houston.

Cinq autres installations sont en cours de construction aux Etats-Unis et plus de quinze autres dans le monde. Le centre de protonthérapie de Loma Linda occupe le premier rang mondial en termes de traitements avec près de 12 000 patients traités depuis son ouverture en 1990

I.1.3.b. L'Institut Curie - centre de Protonthérapie d'Orsay (ICPO)

Le Centre de Protonthérapie d'Orsay (CPO) a été créé en 1990 sur l'initiative de l'Assistance Publique des Hôpitaux de Paris et de trois établissements hospitaliers parisiens : l'Institut Curie (Paris), l'Institut Gustave Roussy (Villejuif) et le Centre René Huguenin (Saint-Cloud). Cette création a été rendue possible grâce au don du synchrocyclotron appartenant à l'Institut de Physique Nucléaire d'Orsay (IPNO). C'est au début des années 2000 que le CPO a été rattaché à l'Institut Curie et a pris le nom d'Institut Curie - centre de Protonthérapie d'Orsay. Le centre a déjà traité plus de 3 400 patients depuis le début de son activité thérapeutique en 1991.

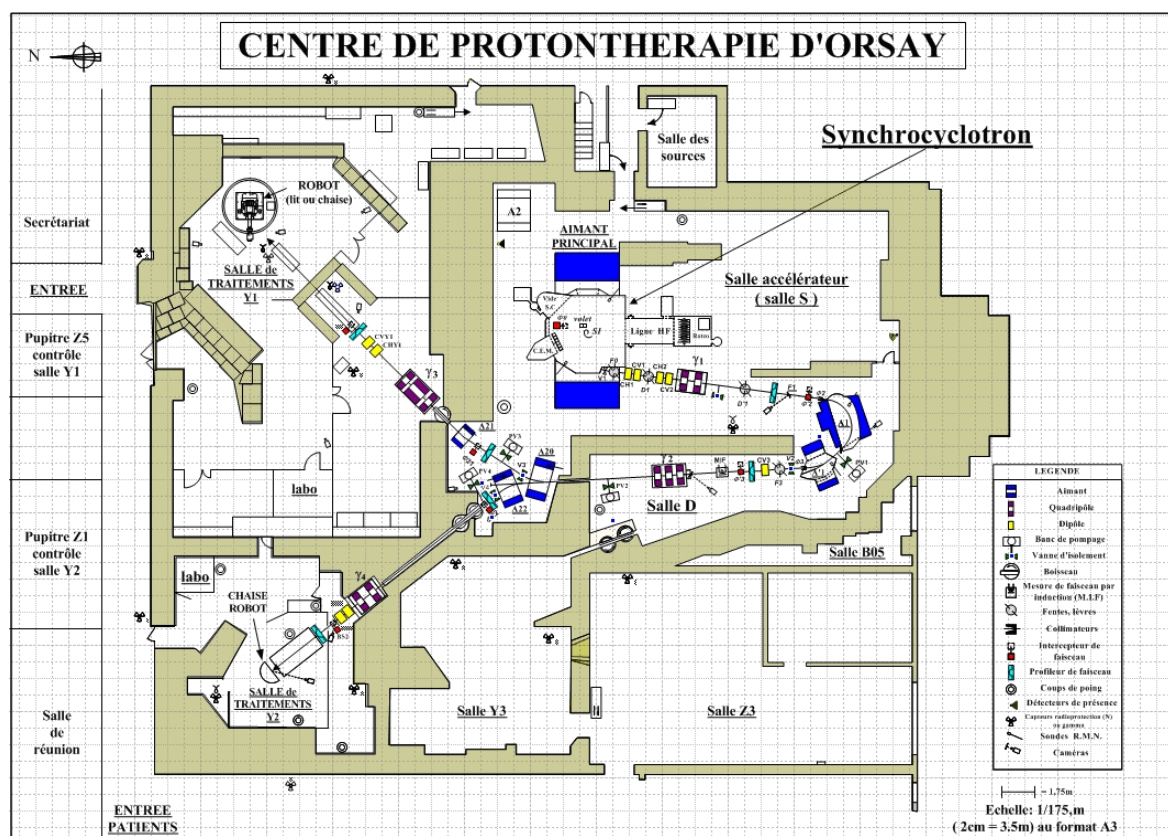


Figure I.4 - Plan de l'Institut Curie - centre de Protonthérapie d'Orsay (ICPO)

Deux énergies sont disponibles pour les traitements des tumeurs de la base du crâne et du mélanome de l'œil, respectivement 200 et autour de 75 MeV. Le faisceau de protons de 75 MeV est obtenu par dégradation du faisceau originel de 200 MeV issu du synchrocyclotron au travers d'un dégradeur en graphite. Grâce à cette configuration, deux lignes correspondant à deux salles de traitement sont disponibles : la salle « Y1 » dédiée aux traitements intracrâniens et la salle « Y2 » pour les traitements intracrâniens et ophtalmologiques (Figure I.4).

I.1.4. Considérations techniques

I.1.4.a. Les accélérateurs de protons

Deux types d'accélérateurs sont utilisés en protonthérapie : les cyclotrons (dont les cyclotrons isochrones et les synchrocyclotrons) et les synchrotrons. Une revue des accélérateurs et des projets de systèmes destinés à la protonthérapie a été effectuée par ailleurs [Schwartz et al. 1995].

Le cyclotron est formé de cavités conductrices, en forme de « D » appelées « Dés », placées dans un champ magnétique uniforme. Un champ électrique alternatif est appliqué entre les « Dés ». Sa fréquence est telle que le champ est maximum au passage de l'ion d'un « D » à l'autre. Le champ électrique oscillant est toujours accélérateur pour le faisceau de particules qui le traverse. Les ions sont produits au niveau d'un dispositif permettant d'ioniser les atomes, la source d'ions; ils sont ensuite injectés dans la partie centrale du cyclotron avec une faible énergie cinétique initiale. A chaque passage entre les « D », ils vont acquérir une vitesse plus grande et ils subissent la déviation du champ magnétique perpendiculaire au plan de leur trajectoire lors de leur passage dans les cavités. Ainsi, leur énergie et le rayon de courbure de leur trajectoire sont augmentés à chaque demi-tour jusqu'au point d'extraction.

Le fonctionnement d'un cyclotron ne permet pas de dépasser des énergies supérieures à quelques dizaines de MeV. À ces énergies, les effets relativistes deviennent notables. Il en résulte que les particules n'arrivent pas toutes en même temps dans la zone où règne le champ électrique et ne rencontrent donc pas les mêmes conditions d'accélération puisque l'intensité du champ oscille au cours du temps. Pour atteindre des énergies supérieures à la centaine de MeV et pallier les effets relativistes provoquant un changement dans la masse des protons accélérés, deux types d'accélérateurs ont été mis au point : le synchrocyclotron et le cyclotron isochrone.

Dans un synchrocyclotron, la fréquence du champ oscillant est ajustée afin d'accompagner l'effet relativiste et ainsi d'atteindre progressivement des énergies plus élevées ; c'est la « modulation en fréquence ». Ce type d'accélérateur présente néanmoins l'inconvénient de créer des paquets de protons, ce qui donne lieu à un faisceau pulsé au lieu d'un faisceau continu. Afin de garder un régime de fonctionnement continu, le cyclotron isochrone a été mis au point. La méthode consiste à faire varier le champ magnétique en fonction du rayon de l'orbite. Cependant, la variation du champ magnétique a pour effet de défocaliser le faisceau axialement ; pour refocaliser le faisceau, les protons subissent une alternance de gradients de champs magnétique le long de leur trajectoire et traversent pour cela des secteurs à induction forte (colline) et à induction faible (vallée). Un tel accélérateur a été installé au Northeast Proton Therapy Center à Boston par la société IBA [Mazal et al. 1996].

Enfin, le second type d'accélérateur rencontré en protonthérapie est le synchrotron dont l'exemple typique en fonctionnement est celui de Loma Linda en Californie. Dans ces installations

le trajet des particules n'est plus une spirale partant du centre de la machine, mais un cercle de rayon fixe. Le champ magnétique est créé par des aimants ayant une section en forme de « C » disposés uniquement le long de la circonférence de l'accélérateur. Afin de maintenir les particules dans l'anneau, l'intensité du champ magnétique croît à mesure que l'énergie des particules augmente. Comme ce dispositif ne peut accélérer que des particules possédant une énergie minimale, un accélérateur linéaire fonctionnant à basse énergie est situé dans l'injecteur. Ce type d'accélérateur permet donc de produire un faisceau à énergie variable mais présente l'inconvénient de fournir un faisceau pulsé de faible fréquence.

I.1.4.b. Techniques de mise en forme du faisceau

Du fait de sa faible largeur, le pic de Bragg original ne peut être utilisé tel quel pour des applications cliniques. Un certain nombre de modifications lui sont apporté afin d'adapter le rendement en profondeur des protons à la zone à traiter. Pour ce faire, deux techniques de mise en forme existent : les techniques dites *passive* et *dynamique*.

- La technique passive

C'est la technique utilisée à l'ICPO et, d'une manière générale, par la plupart des installations. Elle met en œuvre plusieurs dispositifs positionnés dans la ligne de traitement, successivement rencontrés par le faisceau. Ces éléments ont pour but de modifier le faisceau transversalement et longitudinalement afin d'adapter ses caractéristiques dosimétriques à chaque volume cible.

La profondeur maximale de traitement, déterminée par le parcours du faisceau et en conséquence par l'énergie, est adaptée au moyen d'un *absorbeur*. L'absorbeur, appelé également réducteur de parcours (« range shifter »), est généralement constitué de diverses plaques, d'épaisseurs et de compositions différentes (lexan, plomb, plexiglas...), sélectionnées en fonction de l'énergie incidente du faisceau et de la profondeur de traitement souhaitée.

Afin d'assurer une couverture homogène du volume cible, plusieurs pics de Bragg situés à différentes profondeurs sont cumulés pendant l'irradiation. Cette méthode s'appelle la *modulation* [Koehler et al. 1975] ; en pratique, elle est mise en œuvre par l'interposition dans le faisceau d'une roue comportant plusieurs secteurs d'épaisseurs différentes et dont les ouvertures angulaires sont calculées afin d'obtenir un plateau de dose (Figure I.5). Le processus de modulation présente toutefois l'inconvénient d'augmenter la dose à la surface. De plus, le pic de Bragg modulé résultant de la superposition de multiples pics d'énergie réduite, intègre des protons dont le transfert d'Énergie Linéique (TEL) moyen est supérieur à celui associé au pic de Bragg natif [Courdi et al. 1994]. Le modulateur est généralement composé d'un matériau en plastique de type polycarbonate (plexiglas ou lucite).

La figure I.5 résume l'effet de l'absorbeur et du modulateur : l'absorbeur diminue le parcours maximal pour le faire correspondre à celui nécessaire pour le traitement et le modulateur permet l'étalement du pic sur la totalité de la zone traitée et donc la couverture homogène en dose sur la lésion. L'épaisseur de modulation est généralement prise comme la distance entre les 90% de dose proximal et distal (cet aspect est plus particulièrement décrit au paragraphe I.1.5.b et figure I.7).

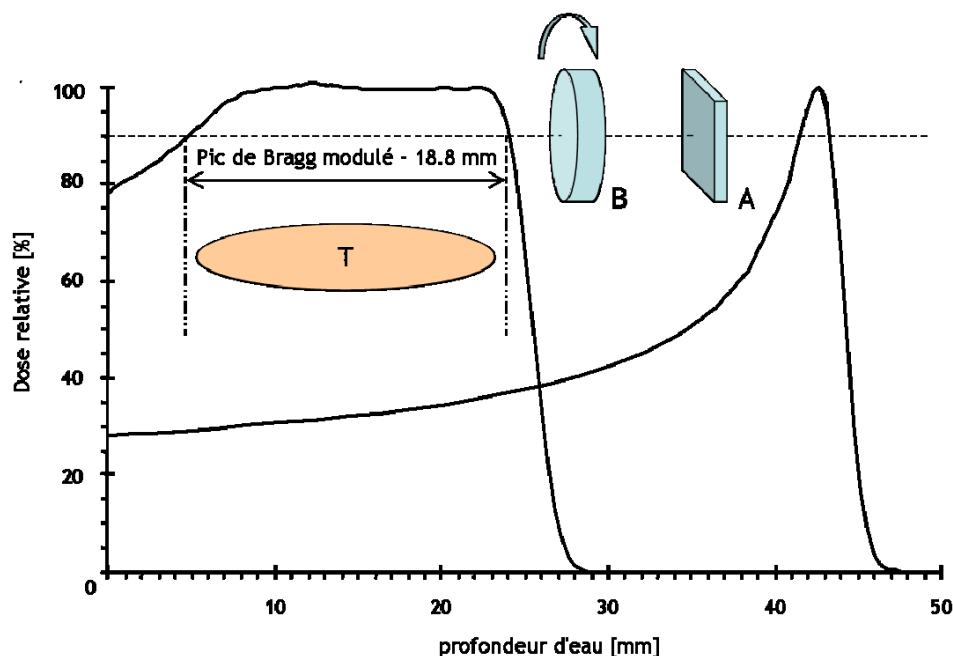


Figure I.5 - Effet de l'absorbeur et du modulateur sur le rendement en profondeur de protons de 73 MeV. A : Absorbeur ; B : Modulateur ; T : Tumeur.

À la sortie de l'accélérateur la section du faisceau est faible et la distribution radiale du flux de particules est généralement gaussienne. Pour obtenir l'homogénéité du faisceau dans le plan transverse et permettre son utilisation en clinique, un *diffuseur* est interposé dans la ligne. Le système peut être composé d'une simple feuille de diffusion, constituée d'un matériau de numéro atomique Z élevé, ou bien de deux feuilles de diffusion [Koehler et al. 1977 ; Nauraye et al. 1995]. Dans la technique de double diffusion une combinaison de matériaux de haut Z et de faible Z est utilisée. Le diffuseur de haut Z (plomb, tungstène...) est principalement utilisé pour diffuser le faisceau. Le diffuseur de faible Z (plexiglas, lexan...), généralement situé en amont, est fin au centre, et son épaisseur augmente latéralement avec le rayon, ceci afin d'assurer l'homogénéité de la perte en énergie des protons dans le plan transverse [Arduini et al. 1996].

Après la mise en forme du faisceau dans les directions longitudinale et transverse, la distribution de dose est conformée au volume à traiter. Pour ce faire, des *collimateurs personnalisés* sont utilisés pour limiter la zone d'irradiation, permettant ainsi de protéger latéralement les structures saines.

La protection des tissus sains est assurée en profondeur par un *compensateur*. Son rôle est d'ajuster la profondeur de pénétration des protons en chaque point de la tumeur. Ainsi, le bord distal du champ d'irradiation correspond à la forme distale du volume traité. Le collimateur personnalisé et le compensateur sont des accessoires personnalisés, fabriqués et usinés en fonction de la forme de la lésion pour chaque patient.

- La technique dynamique ou « spot scanning »

Cette technique fait appel au balayage d'un fin faisceau de protons en position, intensité et énergie permettant ainsi d'adapter la distribution de dose sans qu'aucun dispositif dit passif (absorbeur, modulateur, etc) ne soit présent dans la voie de faisceau [Kawachi et al. 1983]. Cette technique d'irradiation, dite « spot scanning », a été expérimentée au Paul Sherrer Institute en Suisse [Pedroni et al. 1995]. Elle est illustrée sur la Figure I.6.

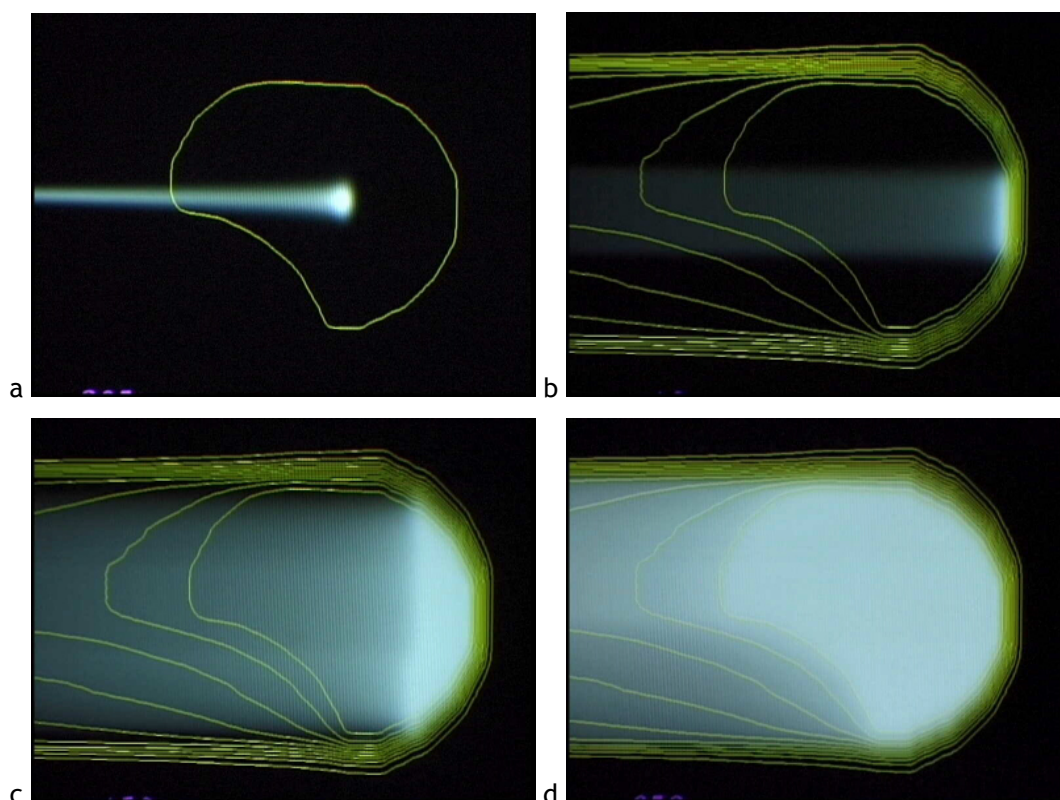


Figure I.6 - Technique dite dynamique de mise en forme du faisceau

a) trace d'un seul faisceau ; b) irradiation d'une même couche avec plusieurs faisceau de même énergie ; c) changement d'énergie des protons et passage à une couche moins profonde ; d) distribution de dose finale dans le volume cible. Figure issue de : <http://p-therapie.web.psi.ch/e/spot-scanning.html>.

Le principe général de la technique repose sur l'irradiation individuelle de volumes élémentaires de la lésion par des « paquets » de protons. Chaque couche du volume tumoral est subdivisée en volumes élémentaires ou « voxels » qui sont irradiés individuellement à différentes énergies afin d'obtenir une dose uniforme. La variation d'intensité est contrôlée au niveau de la

source de protons tandis que l'orientation des faisceaux dans la tumeur est contrôlée par des aimants de déviation situés en amont du patient.

Le nombre de protons délivrés pour un faisceau donné (« spot ») est contrôlé par un système de monitoring du faisceau. Une fois que le nombre requis de protons est atteint, le faisceau est coupé. Les paramètres de positionnement du faisceau sont alors changés et le faisceau suivant est appliqué. La position de chaque « spot » et la dose délivrée correspondante sont calculées de manière individuelle par un logiciel de planification de traitement. Grâce à cette technique, des distributions de dose de formes plus complexes (homogènes ou non) peuvent être déterminées et réalisées.

Les deux méthodes utilisées pour la mise en forme du faisceau définissent directement les relations entre les spécifications cliniques et les performances de l'accélérateur. En effet, bien que la méthode dynamique soit plus complexe à mettre en œuvre, principalement en raison des nombreux contrôles diagnostiques du faisceau qu'elle exige, elle requiert un courant et une énergie plus faibles que la méthode dite passive, pour une taille de champ, une profondeur et un débit de dose identiques [Arduini et al. 1996].

I.1.4.c. Le positionnement du patient

Le patient est immobilisé dans une position stable et reproductible durant les traitements. Afin d'atteindre un repositionnement de l'ordre du millimètre, voire du dixième de millimètre dans le cas des traitements ophtalmologiques [Goitein et Miller 1983], les dispositifs mis en œuvre sont de plusieurs types :

- des repères anatomiques et radiologiques ayant une localisation connue par rapport au volume à traiter sont identifiés. Par exemple, des repères radio-opaques sont implantés au niveau de la sclère (tunique externe de l'œil) ou dans la voûte crânienne, respectivement pour les traitements du mélanome oculaire ou intracrâniens.
- L'immobilisation du patient est assurée par des systèmes complexes de contention : masques en matériaux thermoformables, mousse à expansion, support en fibres de carbone ou encore, dans le cas de traitement de radiochirurgie, la fixation de manière invasive de cadres stéréotaxiques.
- Deux tubes à rayons X sont installés dans la salle de traitement, l'un est placé perpendiculairement à l'axe du faisceau et le second est situé dans l'axe de la ligne, en aval. Des clichés orthogonaux sont effectués à chaque séance, en position de traitement, pour identifier la position des repères radiologiques par rapport à l'isocentre.
- Des corrections de positionnement sont ensuite effectuées dans les trois directions de l'espace pour atteindre la position de traitement souhaitée. Une table ou une chaise (montée sur un robot) avec six degrés de liberté, permettent de réaliser les déplacements.

I.1.4.d. Cas des traitements ophtalmologiques

Les faisceaux de protons utilisés pour le traitement du mélanome de la choroïde ont une énergie relativement plus faible que ceux utilisés pour les tumeurs plus profondes. Pour obtenir une profondeur de pénétration des protons dans l'eau d'environ 4 cm, l'énergie du faisceau est située autour de 70 MeV. La méthode de traitement des tumeurs oculaires a été développée au Massachusetts General Hospital en collaboration avec le Harvard Cyclotron Laboratory [Goitein et Miller 1983 ; Gragoudas et al. 1977].

Pour ce traitement le patient est communément placé en position assise et son immobilisation est assurée par un masque en matériau thermoformable associé à une empreinte dentaire permettant d'immobiliser la partie inférieure du visage. Une diode, située au niveau du collimateur final, doit être regardée fixement par le patient durant le traitement. La position de la diode lumineuse est calculée de manière à amener l'œil en position de traitement, ceci à l'aide de clips de tantale fixés sur la tunique externe de l'œil (en regard de la tumeur) repérés par les clichés radiologiques.

I.1.5. Propriété des faisceaux de protons

I.1.5.a. Les mécanismes d'interaction des protons avec la matière

Les mécanismes d'interaction des protons dans la matière sont décrits en détail dans le rapport 59 de la CIUR² [ICRU 1998a]. La pénétration d'un faisceau de protons est caractérisée principalement par les interactions électromagnétiques des protons incidents avec les électrons du milieu. La masse des protons étant plus de 1800 fois supérieure à celle des électrons, ils ne perdent qu'une faible fraction de leur énergie à chaque interaction. Ces dernières représentent le processus principal de perte d'énergie des protons et de faibles déflexions angulaires leurs sont associées. Le pouvoir d'arrêt massique des protons dans un matériau donné, $S(E)/\rho$, se définit comme suit :

$$\frac{S(E)}{\rho} = \left(\frac{1}{\rho} \right) \left(\frac{dE}{dx} \right) \quad (I.1)$$

avec $S(E)/\rho$, pouvoir d'arrêt massique pour l'énergie E et dE , l'énergie moyenne perdue par un proton dans une collision électronique pour la traversée d'une distance dx dans un matériau de densité ρ . L'unité utilisée est généralement le $\text{MeV.cm}^2.\text{g}^{-1}$. Ainsi, le parcours R d'une particule entre 0 et l'énergie incidente, E_i , dans l'approximation CSDA³ est donné par :

$$R = \int_0^{E_i} [S(E)]^{-1} dE \quad (I.2)$$

² Commission Internationale des Unités Radiologiques

³ Continuous Slowing Down Approximation

Plusieurs protons d'une même énergie ne subiront pas le même nombre d'interaction ; il en résulte qu'après la traversée d'une épaisseur d'absorbeur, les protons auront une distribution en énergie ou « straggling » en énergie et donc une distribution des parcours [ICRU 1993, 1998a].

En plus de perdre leur énergie par interaction avec les électrons atomiques, les protons subissent de nombreuses interactions coulombiennes avec les noyaux des atomes du milieu. La probabilité d'occurrence de ces collisions nucléaires augmente avec l'énergie [Chadwick et al. 1999]. Chacune de ces interactions n'entraîne en général qu'une faible déflexion du proton incident. Cependant l'accumulation de ces interactions résulte en une déflexion globale du proton. C'est la diffusion coulombienne multiple [Gottschalk et al. 1993] ; elle est responsable de l'élargissement du faisceau en profondeur.

La probabilité d'interaction nucléaire des protons pour les énergies utilisées en radiothérapie est faible comparée à la probabilité d'interaction avec les électrons. Cependant, les interactions des protons avec les noyaux des atomes transfèrent une fraction importante d'énergie au milieu. Ces réactions, pour la plupart, entraînent une disparition du proton incident et la production de particules secondaires notamment des neutrons.

I.1.5.b. Paramètres caractérisant les distributions de dose

Pour les installations utilisant la technique de diffusion passive, plusieurs paramètres dosimétriques sont utilisés pour caractériser le faisceau [Gall et al. 1993]. Ces paramètres sont définis à partir des courbes de profils de dose mesurées dans l'eau : le profil de dose en profondeur modulé et le profil latéral. De ces profils sont évalués le parcours ou la profondeur de pénétration, les pénombres distales et latérales, la longueur de modulation et la taille de champ. Plus récemment, Gottschalk a redéfini les paramètres recommandés par Gall et al. pour caractériser le pic de Bragg modulé [Gottschalk 2003].

Les paramètres dosimétriques se définissent généralement de la manière suivante (voir Figure I.7) :

- le parcours ou profondeur de pénétration, Z_{90} , est la profondeur sur l'axe central du faisceau jusqu'au 90% de dose distal, dans l'eau. Gottschalk recommande d'utiliser une définition de la profondeur de pénétration égale à la profondeur du 100% de dose distal, Z_{100} , dans la mesure où le volume cible recevant 100% de la dose est considéré [Gottschalk 2003].
- la pénombre distale, $Z_{p80}-Z_{p20}$, est la distance entre le 80% et le 20% du maximum de dose sur l'axe central du faisceau, dans l'eau.
- la longueur de modulation, M_{90} , est la distance entre le 90% de dose proximal et le 90% de dose distal du profil de dose en profondeur modulé. Pour ce paramètre, Gottschalk recommande d'utiliser la longueur de modulation, M_{100} , qui est la modulation au maximum de dose [Gottschalk 2003].

- la taille de champ est la distance entre les deux 50% de dose latéraux dans la direction perpendiculaire à l'axe du faisceau (profil latéral).

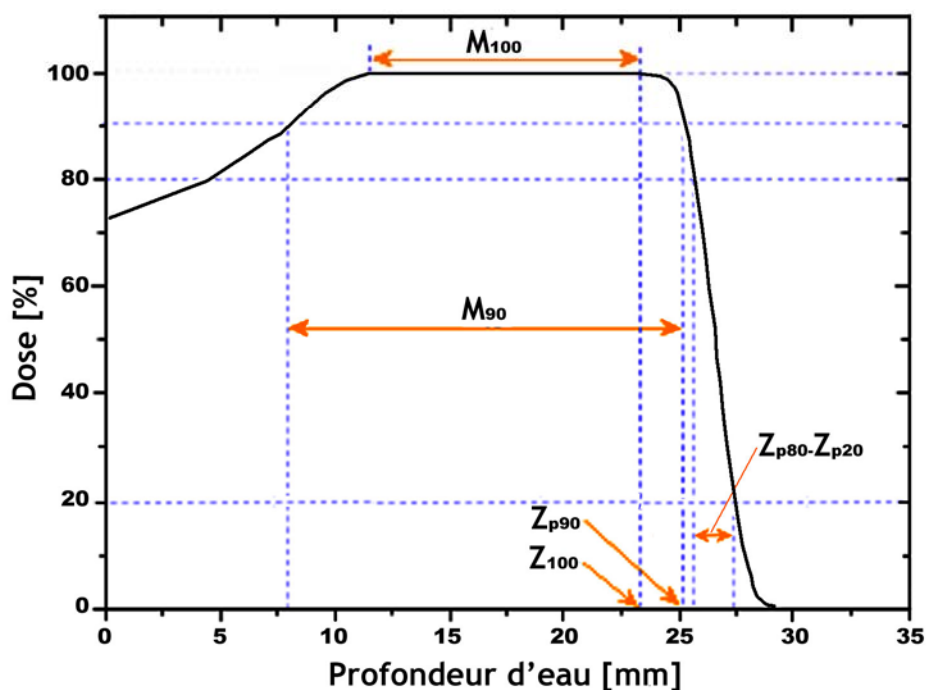


Figure I.7 - Paramètres du faisceau définis sur le pic de Bragg modulé en condition de références (15 mm de Lexan, modulateur de référence).

Les paramètres définis ci-dessus ne sont pas applicables pour les installations utilisant la technique du spot scanning dans la mesure où la distribution de la dose est obtenue par la sommation de plusieurs fins faisceaux de protons ou « pencil beam » (voir I.1.4.b). Ainsi, pour cette technique, les profils de dose en profondeur et les profils latéraux sont mesurés pour un faisceau dit « natif » (non modulé). Un équipement dédié à la dosimétrie de petits champs est généralement requis.

I.1.6. Dosimétrie en protonthérapie

I.1.6.a. Dosimétrie de référence (détermination de la dose absorbée)

La dosimétrie de référence est réalisée lors de l'étalonnage du faisceau de protons. Elle est basée sur un facteur d'étalonnage spécifié en termes de dose absorbée dans l'eau [IAEA 2000].

La détermination de la dose absorbée doit être très précise en radiothérapie. Afin de standardiser les techniques dosimétriques dans toutes les installations de protonthérapie, plusieurs types de recommandations ont été publiés. Dès 1986, l'AAPM⁴ [AAPM 1986] a publié les premières recommandations pour la dosimétrie des faisceaux de particules lourdes afin d'harmoniser les

⁴ American Association of Physicists in Medicine

pratiques. Au niveau européen, Vynckier et al. ont également publié un guide pratique pour la dosimétrie clinique en protonthérapie [Vynckier et al. 1991, 1994].

Deux protocoles sont utilisés de nos jours pour la dosimétrie des protons. Ils sont définis dans le rapport n°59 de la CIUR [ICRU 1998a] et le rapport « TRS 398 » de l'IAEA⁵ [IAEA 2000], ce dernier étant désigné comme le protocole de référence. Ces deux protocoles détaillent le formalisme de la théorie de Bragg Gray [ICRU 1977, 1989a] pour la détermination de la dose absorbée dans les conditions de référence. Une chambre d'ionisation cylindrique ou parallèle, étalonnée au ⁶⁰Co dans un laboratoire primaire d'étalonnage, est recommandée comme instrument de référence. Dans le rapport n°59 de la CIUR la chambre d'ionisation est également considéré comme l'instrument adapté à la dosimétrie de référence [ICRU 1998a].

I.1.6.b. Surveillance du faisceau de traitement

De nombreux contrôles de la dose et de la fluence délivrées au patient sont nécessaires en protonthérapie. Des chambres d'ionisation à transmission placées dans la ligne sont les instruments les plus appropriés pour contrôler la dose délivrée aux patients. Les compteurs à gaz sont également utilisés [Coutrakon et al. 1991]. Pour des raisons de sécurité, au moins deux systèmes indépendants de contrôle de la dose, calibrés quotidiennement, sont présents dans la ligne de traitement [ICRU 1998a]. D'autres types de dispositifs de contrôle sont couramment présents dans les lignes de traitement utilisant la technique de diffusion passive, comme des chambres d'ionisation multi-fils ou des chambres à pixels par exemple, qui sont capables de détecter des défauts d'alignement du faisceau sur l'axe central.

La mesure de l'énergie du faisceau peut être effectuée dans l'accélérateur, dans le système de transport du faisceau ou encore directement dans la ligne de traitement. Ces mesures du parcours en amont de la position de traitement sont calibrées par rapport à la mesure du parcours dans un fantôme d'eau.

I.1.6.c. Dosimétrie relative

La dosimétrie relative est principalement employée en routine pour les contrôles quotidiens du faisceau. Elle est également utilisée pour les calculs relatifs à la mise en place des éléments de la ligne ou encore la collecte de données nécessaires à la mise en route des logiciels de planification de traitement. Pour ces derniers, des profils de la distribution de dose en profondeur sont réalisés et de ces mesures sont déduites des quantités fondamentales comme le parcours ou la symétrie du faisceau. Ces caractéristiques sont nécessaires afin d'ajuster les données des algorithmes de calcul de dose ou encore pour déterminer l'architecture de la ligne de traitement. À titre d'exemple, les profils latéraux sont utilisés en donnée d'entrée pour les systèmes de planification de traitement et les données issues des profils de dose en profondeur natifs expérimentaux sont employées pour réaliser les modulateurs.

⁵ International Atomic Energy Agency

Les détecteurs communément utilisés pour la mesure relative de la distribution de dose sont les chambres d'ionisation, les diodes, les films radiographiques ou encore l'alanine. La chambre d'ionisation est encore une fois l'instrument le plus souvent choisi pour sa simplicité d'utilisation. Pour les installations utilisant la technique dynamique, les détecteurs à pixels à deux dimensions sont employés pour mesurer la distribution de dose.

I.1.7. La planification du traitement

I.1.7.a. Introduction

La planification du traitement est le processus permettant d'établir le traitement du patient. En amont de l'établissement du plan de traitement, les objectifs du traitement sont définis. D'une manière générale, deux objectifs sont définis en radiothérapie : un impératif, la dose à délivrer à la tumeur pour permettre sa stérilisation (souvent associé au niveau d'uniformité de la dose souhaitée dans la zone tumorale) et des contraintes de dose associées aux Organes à Risques (OARs). Ces contraintes sont le plus souvent des contraintes dose-volume c'est-à-dire qu'une dose limite est fixée pour un pourcentage du volume de chaque OAR. La planification de traitement consiste donc à choisir un compromis acceptable entre la dose à délivrer à la tumeur et les limitations de doses associées aux OARs.

Le plan de traitement comprend généralement un ou plusieurs faisceaux pondérés, mis en place de manière à obtenir une irradiation optimale de la tumeur tout en épargnant au maximum les tissus sains. En premier lieu, le nombre de faisceaux est spécifié ainsi que leurs paramètres comme l'énergie, le type (faisceau diffusé passivement, faisceau dynamique), la taille de champ, le coefficient de pondération, etc. Le plan est établi à partir de la simulation de l'anatomie du patient, elle-même basée sur la reconstruction d'images tomodensitométriques (scanner). Ainsi, dans un deuxième temps, la simulation de la distribution de la dose dans le patient résultant de la mise en place de ces faisceaux est réalisée au moyen d'un algorithme de calcul de dose. Enfin, le schéma de fractionnement du plan est établi, c'est-à-dire la dose délivrée par chacun des faisceaux, la dose délivrée à chaque séance de traitement et le nombre total de séances.

I.1.7.b. Hétérogénéités

La présence d'hétérogénéités simples ou complexes dans l'organisme (os, cavités aériques, etc.) modifie la distribution de dose par rapport à un milieu homogène tel que l'eau [Goitein 1978 ; Oozeer et al. 1997]. Deux principaux effets sont rencontrés en présence d'hétérogénéités : les changements sur la profondeur de pénétration (parcours) et les différences sur l'importance des déflexions latérales [Batin 2008].

La prise en compte des hétérogénéités se fait par conversion de leur densité en profondeurs équivalentes d'eau. La tomodensitométrie, avec notamment l'utilisation de tables reliant les nombres Hounsfield aux profondeurs équivalentes d'eau, permet de modéliser aisément ce type

d'hétérogénéités qui n'entraînent généralement qu'une simple modification sur le parcours du faisceau.

I.1.7.c. Modèles pour le calcul de la dose

Plusieurs méthodes existent pour le calcul de la distribution de dose mais seules les plus couramment utilisées seront détaillées ici. Les trois principaux modèles utilisés pour le calcul de la dose en protonthérapie sont : le tracé de rayon, le modèle des petits faisceaux et la technique de calcul par Monte Carlo [Mazal et al. 1996].

- Algorithmes basés sur le tracé de rayons (« ray tracing »)

Ces algorithmes sont considérés comme la méthode la plus simple et rapide pour le calcul de la dose. Cette méthode est néanmoins la moins précise.

Les données nécessaires en entrée sont mesurées pour diverses configurations d'irradiation (énergies, largeurs de modulation, tailles de champ, etc.) ou modélisées par des expressions mathématiques et corrélées aux données expérimentales. Ce type de données en protonthérapie comprend typiquement un profil de dose en profondeur modulé et les profils latéraux correspondant mesurés à plusieurs profondeurs. A partir de ces données, l'algorithme de tracé de rayons calcule la dose en tout point d'une ligne droite en calculant les profondeurs traversées. Il est important de noter que ce type d'algorithme ne tient pas compte de l'effet de la diffusion coulombienne multiple [Petti 1992]. Ce modèle présente de nombreuses limites notamment sur les effets des hétérogénéités complexes sur la distribution finale de la dose, il reste cependant le plus utilisé actuellement en clinique dans les centres de traitement.

- Algorithmes basés sur la méthode des petits faisceaux (« pencil beam »)

Dans cette méthode, la diffusion multiple coulombienne due aux interactions des protons avec les noyaux est prise en compte [Russel et al. 1995]. Ces algorithmes permettent de modéliser la distribution de la dose plus précisément que les algorithmes basés sur le tracé de rayons. Dans ce cas, le faisceau est modélisé par plusieurs petits faisceaux de faible section et dont les profils élémentaires suivent une distribution normale. A chaque petit faisceau élémentaire est associé un poids, directement proportionnel à la fluence des particules du petit faisceau considéré. La distribution finale de la dose est obtenue par sommation de la contribution de chacun des faisceaux élémentaires [Petti 1992].

Les principaux avantages des algorithmes basés sur la méthode des petits faisceaux sont de prendre en compte automatiquement dans le calcul de la dose l'effet du collimateur sur la pénombre latérale et de modéliser plus précisément l'effet des hétérogénéités [Deasy 1998 ; Pedroni et al. 2005].

- Algorithmes basés sur la méthode Monte Carlo

La technique de modélisation des interactions élémentaires dans la matière par simulations Monte Carlo est décrite plus loin dans ce manuscrit (se référer au chapitre II). L'utilisation des modèles de calculs de la dose en protonthérapie par Monte Carlo a été largement étudiée ces dernières années [Jiang et Paganetti 2004 ; Paganetti 2004 ; Tourovsky et al. 2005 ; Hérault et al. 2007]. Cette technique de modélisation permet une simulation plus fine de la distribution de dose notamment en présence d'hétérogénéités. En effet, à la différence des autres algorithmes de calcul de dose, les simulations Monte Carlo prennent en compte la physique des interactions des particules par le biais de modèles théoriques réalistes ou de bibliothèques de section efficaces évaluées expérimentalement. De facto, elles considèrent les hétérogénéités présentes dans les tissus.

Avec cette méthode les interactions nucléaires sont prises en compte dans le calcul de la dose. Les interactions des protons avec les noyaux des atomes sont responsables de la disparition de protons primaires le long du trajet et donc de la production de neutrons et de noyaux lourds secondaires dans une moindre mesure (particules alpha, deutons et autres fragments nucléaires). Ces derniers, possédant une EBR élevée, sont en partie responsables de l'augmentation de l'EBR constatée dans la partie distale du pic de Bragg modulé [Cosgrove et al. 1997]. Cependant, bien que l'estimation de la contribution des particules secondaires générées dans le champ de traitement soit un élément théoriquement important de la dosimétrie absolue, plusieurs études ont montré que leur influence dans la région traitée était négligeable (1% de la dose délivrée par les protons) ; en revanche, leur contribution à la dose reçue par le patient en dehors du champ de traitement ne l'est pas [Schneider et al. 2002].

L'utilisation de la méthode Monte Carlo dans les centres de protonthérapie est actuellement difficile à mettre en place du fait des temps de calcul encore trop longs pour pouvoir permettre une utilisation clinique routinière. En conséquence, les centres de traitement ayant exploité les capacités des méthodes Monte Carlo ont développé leurs propres modèles de calcul [Paganetti et al. 2008].

Enfin, le potentiel des méthodes de calcul par Monte Carlo est également utilisé pour simuler les propriétés des champs de protons et permettre ainsi de configurer les algorithmes de calcul de dose avec des données d'entrée exclusivement évaluées par le biais de simulations [Paganetti et al. 2004 ; Paganetti 1998 ; Newhauser et al. 2007 ; Newhauser et al. 2005].

I.2. LA PROBLEMATIQUE DES RAYONNEMENTS SECONDAIRES EN PROTONTHERAPIE

I.2.1. Introduction

I.2.1.a. Production de rayonnements secondaires durant le traitement

Lors d'un traitement par protonthérapie, les interactions subies par les protons avec les divers éléments de la voie de faisceau entraînent une production de neutrons et d'autres particules secondaires. Les interactions inélastiques avec les noyaux sont la principale source de production de particules secondaires. Des réactions (p,n), (p,xn), (p,d) ou encore la production de noyaux instables conduisent à la disparition du proton incident, à la production de neutrons et de noyaux de recul et à l'activation du milieu [Tayama et al. 2006].

L'interaction des protons de haute énergie sur cible épaisse entraîne l'émission de neutrons appartenant à deux spectres distincts, les neutrons d'évaporation et les neutrons de cascade. Les premiers sont d'énergie inférieure à 10 MeV et leur distribution angulaire peut être considérée comme isotrope. À l'inverse, les neutrons de cascade ont un spectre dont l'énergie maximale est celle du proton incident (nombreuses cascades au-delà de 50 MeV) [Brassart et al. 1995].

Ces neutrons secondaires ont deux origines que Jiang et al. [Jiang et al. 2005] distinguent en neutrons dits « internes » et « externes », en fonction de leur lieu de production. Les neutrons externes sont produits dans la voie de faisceau et les matériaux environnant le patient tandis que les neutrons dits internes sont générés dans le patient lui-même.

Les neutrons ou photons secondaires produits étant des particules neutres, ils peuvent déposer leur énergie à distance de leur lieu de production. Ces rayonnements secondaires contribuent à délivrer une dose additionnelle aux tissus sains, augmentant ainsi le risque de développement d'un cancer radio-induit à distance du traitement.

I.2.1.b. Risque associé aux doses dues aux rayonnements secondaires

Comme il l'a été expliqué précédemment (voir paragraphe I.1.7.a.), l'irradiation des tissus sains, ou OARs, présents dans le champ d'irradiation est minimisée autant que possible durant la réalisation du plan de traitement. Du fait de la taille limitée des examens tomodensitométriques utilisés pour planifier le traitement, les tissus sains situés en dehors des limites d'irradiations ne sont pas considérés comme OARs [Jiang et al. 2005]. Pour autant, certains organes sensibles situés à distance du volume cible peuvent recevoir des doses non négligeables, notamment par les neutrons de haute énergie dont l'effet biologique produit est globalement supérieur à celui provoqué par les particules de faibles TEL (rayonnements X et β , électrons) [Voisin 1999]. Ainsi, lors de la réalisation du plan de traitement des patients, les doses additionnelles reçues en dehors du champ ne sont pas prises en compte et ce malgré le risque associé aux faibles doses de rayonnement (effets stochastiques), et donc l'augmentation du risque de développement de cancer radio-induit

[Okunieff et al. 1994]. Ce risque n'est actuellement toujours pas considéré en raison du bénéfice thérapeutique immédiat apporté au patient par l'irradiation primaire.

Par exemple, dans une étude menée en collaboration avec le Paul Scherrer Institute (Villigen, Suisse), Miralbell et al. [Miralbell et al. 2002] ont comparé la dose additionnelle reçue par les tissus sains pour des cas de tumeurs pédiatriques, traitées soit par faisceaux de protons, soit par faisceaux de photons. Leur conclusion montre un avantage dans l'utilisation des faisceaux de protons qui entraînent une dose additionnelle globale inférieure à celle obtenue lors d'une radiothérapie par photons ; selon Miralbell et al., ce point impliquerait une réduction potentielle du risque d'apparition d'un cancer radio-induit avec l'utilisation des protons.

Plus récemment, en opposition à l'étude de Miralbell et al., Hall et al. ont reporté des doses efficaces reçues par les patients supérieures dans le cas de traitements par protonthérapie à celles obtenues dans le cas de traitements par photons réalisés avec la technique RCMI⁶ [Hall et Phil 2006]. Selon cette étude, le risque associé aux neutrons produits dans les installations de protonthérapie utilisant la technique de diffusion passive ferait perdre le bénéfice reporté par Miralbell et al. Il doit toutefois être noté que les conclusions de Hall et al. ont fait l'objet de controverses par ailleurs [Gottshalk 2006 ; Paganetti 2006].

Comme nous le voyons, la problématique de rayonnements secondaires produits en protonthérapie, et plus généralement autour des installations de radiothérapie au sens large, est un sujet controversé qui reste ouvert. On remarque toutefois que malgré l'absence de recommandations internationales sur le sujet, les caractéristiques des champs de rayonnements secondaires auprès des installations de protonthérapie ont fait l'objet d'études dans la plupart des centres de traitement actuellement en fonctionnement. Le tableau I.2 liste l'ensemble des études publiées sur cette thématique à notre connaissance.

Les études présentées dans le tableau I.2 seront détaillées plus explicitement dans les paragraphes suivants, notamment les facteurs influençant la dose associée aux particules secondaires dans les installations.

Notons qu'un récapitulatif des grandeurs utilisées dans le domaine de la radioprotection est présenté dans l'Annexe A. Ces grandeurs sont utilisées dans les paragraphes suivants.

I.2.2. Méthodes dosimétriques existantes pour l'estimation des doses dues aux particules secondaires

I.2.2.a. Méthodes expérimentales

La complexité des champs de rayonnements autour d'accélérateurs rend difficile le choix de la technique dosimétrique et de l'instrumentation. A ce propos, Agosteo et Silari [Agosteo et Silari 2005] ont établi une synthèse des moyens de mesure des champs de rayonnements autour

⁶ Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'Intensité

d'accélérateurs de proton de haute énergie (de 60 à 250 MeV). La spectrométrie des neutrons est le plus généralement effectuée à l'aide de sphères de Bonner [Schneider et al. 2002]. Yan et al [Yan et al. 2002] ont mesuré la distribution de l'équivalent de dose H/D autour d'une voie de faisceau de 152 MeV du HCL⁷, utilisant la technique de diffusion passive, au moyen de sphères de Bonner et d'un détecteur BF₃ à neutrons thermiques. Le CPET⁸ est également souvent choisi pour sa mesure du transfert d'énergie linéique ce qui permet de discriminer les particules détectées. Tayama et al. et Binns et Hough l'ont utilisé pour mesurer le H/D dû aux neutrons secondaires respectivement au PMRC⁹ et au NAC¹⁰ [Tayama et al. 2006 ; Binns et Hough 1997].

Tableau I.2 - Principales études dosimétriques relatives aux doses dues aux rayonnements secondaires en protonthérapie

Auteurs	Année	Installation - Pays	Energie [MeV]	Méthode dosimétrique
Binns et Hough	1997	NAC - Afrique du Sud	200	Mesures
Agosteo et al.	1998	CAL - France	65	MC FLUKA
		PSI -Suisse	200	MC FLUKA
		NAC - Afrique du Sud	200	MC FLUKA
Yan et al.	2002	HCL - Etats-Unis	160	Mesures
Schneider et al.	2002	PSI -Suisse	177	Mesures / MC FLUKA
Roy et Sandison	2004	IUCF - Etats-Unis	198	Mesures
Polf et al.	2005	HCL - Etats-Unis	160	MC MCNPX
Polf et Newhauser	2005	HCL - Etats-Unis	160	MC MCNPX
Jiang et al.	2005	NPTC - Etats-Unis	235	MC GEANT4
Mesoloras et al.	2006	MPRC - Etats-Unis	205	Mesures
Tayama et al.	2006	PMRC - Japon	200	Mesures / MC MCNPX
Wroe et al.	2007	LLUMC - Etats-Unis	225	Mesures
Zheng et al.	2007a	MD A. Cancer - Etats-Unis	250	MC MCNPX
Zheng et al.	2007b	MD A. Cancer - Etats-Unis	250	MC MCNPX
Zheng et al.	2008	MD A. Cancer - Etats-Unis	250	MC MCNPX
Zacharatou et al.	2008	NPTC - Etats-Unis	235	MC GEANT4
Fontenot et al.	2008	MD A. Cancer - Etats-Unis	250	MC MCNPX
Moyers et al.	2008	LLUMC - Etats-Unis	250	Mesures / MC MCNPX
Wroe et al.	2009	NPTC - Etats-Unis	235	Mesures

Les radiamètres dédiés à la dosimétrie d'ambiance des neutrons sont souvent utilisés dans les installations de protonthérapie pour caractériser les champs neutroniques secondaires. Ainsi, Yan et al. [Yan et al. 2002] ont mis en œuvre des détecteurs de neutrons thermiques composés d'une sphère de BF₃ ou LiI, elle-même entourée d'une sphère modératrice en polyéthylène de 25 cm d'épaisseur. Récemment, Yonai et al. [Yonai et al. 2008] ont comparé les valeurs des équivalents de dose ambiants dus aux neutrons secondaires dans 5 installations de protonthérapie et

⁷ Harvard Cyclotron Laboratory, Cambridge USA

⁸ Compteur Proportionnel Equivalent Tissu

⁹ Proton Medical Research Center, Japon

¹⁰ National Accelerator Center, Afrique du Sud

de hadronthérapie au Japon au moyen d'un compteur proportionnel cylindrique à ^3He , WENDI-2 (Los Alamos National Laboratory) [SWENDI-2 2003]. Ce détecteur se distingue des autres radiamètres d'ambiance conventionnels par le filtre additionnel en tungstène qui le compose. Ce filtre permet la création de neutrons additionnels en induisant une réaction de spallation ce qui améliore la réponse de l'instrument à haute énergie.

Si les radiamètres d'ambiance sont utilisés par de nombreuses équipes, certaines ont choisi d'autres types de détecteurs dédiés à la dosimétrie des neutrons. Les détecteurs à bulles sont choisis pour leur simplicité d'utilisation, notamment pour déterminer les doses dues aux neutrons secondaires en des points spécifiques jugés critiques. Par exemple, Roy et Sandison [Roy et Sandison 2004] ont placé un détecteur à bulles au sein d'un fantôme anthropomorphe de type Rando afin d'évaluer la dose déposée par les neutrons secondaires à la position du fœtus dans le cas où la mère serait traitée par protonthérapie. Au MPRI¹¹, dans une étude similaire, Mesoloras et al. [Mesoloras et al. 2006] ont choisi un détecteur à bulles pour évaluer l'équivalent de dose dû aux neutrons et déterminer le risque de retard mental encouru par le fœtus si la mère recevait 80 Gray par protonthérapie.

Les détecteurs de traces du type CR-39 ont également été employés dans certaines études. Ces dosimètres, habituellement utilisés pour la surveillance dosimétrique du personnel, sont sensibles aux particules chargées dont le TEL est supérieur ou égal à $5 \text{ KeV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$. Lorsqu'une particule chargée traverse le détecteur, elle provoque une cassure des liaisons chimiques du matériau polymère, ce qui entraîne l'apparition de traces le long de la trajectoire. Les neutrons sont ainsi détectés indirectement via les particules chargées secondaires qu'ils mettent en mouvement, notamment par les protons de recul produits par interaction des neutrons avec les atomes d'hydrogène du milieu. Des détecteurs CR-39 ont été utilisés par Schneider et al. [Schneider et al. 2002] au PSI en Suisse pour mesurer l'équivalent de dose ambiants dû aux neutrons dans un fantôme d'eau placé à l'isocentre de l'installation. Cette technique dosimétrique a également été employée par Moyers et al. [Moyers et al. 2008] à Loma Linda en Californie. Des détecteurs CR-39 ont été placés à différentes distances de l'axe et diverses profondeurs dans un fantôme d'eau afin de mesurer l'équivalent de dose dû aux neutrons.

I.2.2.b. Méthodes numériques

Le recours aux codes de calcul par Monte Carlo est de plus en plus souvent constaté dans les études relatives aux rayonnements secondaires en protonthérapie. Le code MCNPx est le plus fréquemment utilisé [Fontenot et al. 2005 ; Zheng et al 2007a, 2007b ; Tayama et al. 2006 ; Polf et Newhauser 2005 ; Polf et al. 2005]. Les codes FLUKA ou GEANT4 sont eux aussi bien adaptés à la protonthérapie d'autant qu'ils offrent tout deux la possibilité de faire évoluer la géométrie avec le temps [Paganetti 2004 ; Newhauser et al. 2005 ; Agosteo et al. 1998]. Ce point est particulièrement

¹¹ Midwest Proton Radiotherapy Institute, Bloomington USA

intéressant dès lors qu'il s'agit de modéliser le modulateur rotatif. Une synthèse des codes de calcul utilisés en protonthérapie et radioprotection est faite au chapitre II.

I.2.3. Doses dues aux rayonnements secondaires dans la salle de traitement

I.2.3.a. Introduction

Dans la littérature, l'équivalent de dose, H, est la grandeur la plus souvent utilisée pour caractériser les doses dues aux rayonnements secondaires en protonthérapie. Ces valeurs sont généralement normalisées par unité de dose absorbée thérapeutique, D. La plupart des études ont été axées sur les doses déposées par les neutrons secondaires dans la mesure où ceux-ci contribuent majoritairement aux doses additionnelles.

De nombreuses études ont été réalisées sur les champs de rayonnements secondaires générés auprès d'accélérateurs linéaires d'électrons. En revanche, on recense comparativement moins de données sur le sujet pour les installations de protonthérapie. On observe que les résultats publiés sont disparates. Les doses déposées principalement par les neutrons secondaires dépendent en effet de nombreux paramètres physiques et géométriques propres à chaque installation. Le tableau I.3 présente un aperçu des équivalents de dose dus aux neutrons normalisés à la dose thérapeutique, H/D, relevés dans la littérature, ainsi que les valeurs minimales et maximales. Notons que le tableau recense les principales études dosimétriques dans lesquelles les niveaux de doses secondaires ont été évalués à la position du patient et dans la salle de traitement. Ce tableau n'intègre pas les études dans lesquelles les doses dues aux neutrons secondaires reçues par les organes du patient ont été estimées au moyen de fantômes anthropomorphes (voir paragraphe I.2.4.).

Tableau I.3 - Equivalents de dose dus aux neutrons par unité de dose absorbée thérapeutique, H/D, issus de la littérature. En raison de la forte dépendance de l'équivalent de dose avec les paramètres du faisceau, seules les valeurs minimales et maximales sont données.

Auteur	Energie [MeV]	H/D [mSv.Gy ⁻¹]			
		Mesures		Calculs MC	
		Min	Max	Min	Max
Binns and Hough (1997)	200	33	80		
Yan et al. (2002)	160	1	5		
Schneider et al. (2002)*	177	1.10 ⁻⁵	7	2	4
Polf et al. (2005)	160			0,5	3,6
Polf et Newhauser (2005)	160			1	10
Tayama et al. (2006)	200	1	2,3	0,8	2,4
Mesoloras et al. (2006)	205	0,025	0,87		
Wroe et al (2007)	225	0,18	3,9		
Zheng et al. (2007a)	250			0,9	20
Zheng et al. (2008)	250			0,3	19
Moyers et al. (2008)	250	7,8.10 ⁻⁵	28,8		

* technique dynamique de mise en forme du faisceau (spot scanning)

Comme il l'a été vu précédemment, les neutrons secondaires sont produits à la fois dans les matériaux constituant la ligne de traitement, les murs de la salle et dans le patient lui-même. La production de neutrons dans la voie de faisceau est principalement dépendante du nombre d'éléments rencontrés par le faisceau et du matériau qui les compose. Dans les installations utilisant la technique de diffusion passive, les nombreux dispositifs de mise en forme du faisceau (diffuseur de Z élevé, collimateurs, modulateur, absorbeur, etc.) seront autant de sources de neutrons qui ne seront pas présentes dans les installations fonctionnant avec la technique dynamique (spot scanning). Ainsi, l'ambiance neutronique associée aux centres de traitement qui, comme l'ICPO, utilisent la technique passive, est attendue comme plus élevée que celle rencontrée dans les centres utilisant la technique dynamique [Schneider et al. 2002].

La technique de diffusion passive est employée dans la majeure partie des centres de protonthérapie actuellement en fonctionnement dans le monde [Sisterson 2005]. La plupart des résultats discutés dans la suite de ce document sont associés à cette technique.

Outre la technique de mise en forme du faisceau, les larges différences sur les équivalents de doses présentés dans le tableau I.3, sont attribuables aux conditions expérimentales, telles : l'énergie du faisceau, la taille du champ de traitement, la distance par rapport à l'axe du faisceau, la largeur de modulation ou encore l'utilisation d'un fantôme d'eau ou non. Ces différences sont également en partie dues aux larges incertitudes associées à la dosimétrie des neutrons [Brenner et Hall 2008].

I.2.3.b. Facteurs influençant les doses secondaires

Dans ce paragraphe, l'influence des principales propriétés des champs de traitement sur les niveaux d'équivalents de dose dus aux neutrons secondaires est présentée.

- Influence de l'énergie du faisceau et de la taille de champ

La dose déposée par les neutrons secondaires augmente avec l'énergie du faisceau de protons.

Zheng et al. [Zheng et al. 2007b] du MD Anderson Cancer Center (Houston, Texas, USA) ont évalué l'influence de l'énergie sur les valeurs de H/D calculées par Monte Carlo à l'isocentre. Les auteurs précisent d'ailleurs qu'il est plus opportun d'interpréter les résultats en fonction de la profondeur de pénétration du faisceau (exprimée en épaisseur équivalente d'eau) plutôt qu'en fonction de son énergie en entrée de ligne. Deux cas ont été distingués dans l'étude, les cas de champs de traitement large et moyen, pour lesquels les valeurs de H/D calculées à l'isocentre pour des énergies comprises entre 140 et 250 MeV ont été discutées. Leur étude révèle que des énergies de faisceau de 140 et 250 MeV entraînent respectivement des niveaux d'équivalent de dose dû aux neutrons secondaires de 3 et 20 mSv.Gy⁻¹, soit une augmentation de près d'un facteur 7. Dans une étude similaire, Mesoloras et al. [Mesoloras et al. 2006] identifient une relation linéaire entre l'équivalent de dose dû aux neutrons secondaires et l'énergie du faisceau de protons incident, de

même qu'un seuil en énergie des protons, 63 MeV, en deçà duquel la production de neutrons n'est plus significative.

Les deux études révèlent, pour une énergie initiale du faisceau de protons donnée, une augmentation nette de l'équivalent de dose dû aux neutrons avec la taille du champ de traitement. Cet effet est illustré sur la figure I.8. Dans cette étude, Zheng et al. [Zheng et al. 2008] ont comparé les valeurs des équivalents de dose dus aux neutrons par dose absorbée thérapeutique pour des énergies de faisceau, E_p , comprises entre 100 et 250 MeV et pour trois champs de traitement distincts : petit, moyen et large. Les valeurs de H/D à l'isocentre s'évaluent entre $0,3 \text{ mSv.Gy}^{-1}$ pour un petit champ et une énergie de 100 MeV, à 19 mSv.Gy^{-1} pour un grand champ à 250 MeV. Ainsi, pour une profondeur de pénétration donnée, les champs de traitement larges entraîneront des niveaux de H/D plus élevés que pour les tailles de champs inférieures. Cet effet est expliqué par le fait que pour une énergie de faisceau donnée, les tailles de champs plus larges nécessitent une épaisseur de diffuseur supérieure pour élargir latéralement le faisceau ce qui entraîne une augmentation de la production de neutrons dans le diffuseur.

Les valeurs de H/D calculées à l'isocentre sont comparées aux valeurs de l'équivalent de dose d'ambiance par dose absorbée thérapeutique, $H^*(10)/D$. Les niveaux de H/D sont légèrement supérieurs à ceux de $H^*(10)/D$ mais la différence globale est inférieure à 15%. Une discussion critique sur le choix des grandeurs dosimétriques utilisées fait l'objet du paragraphe I.2.5.

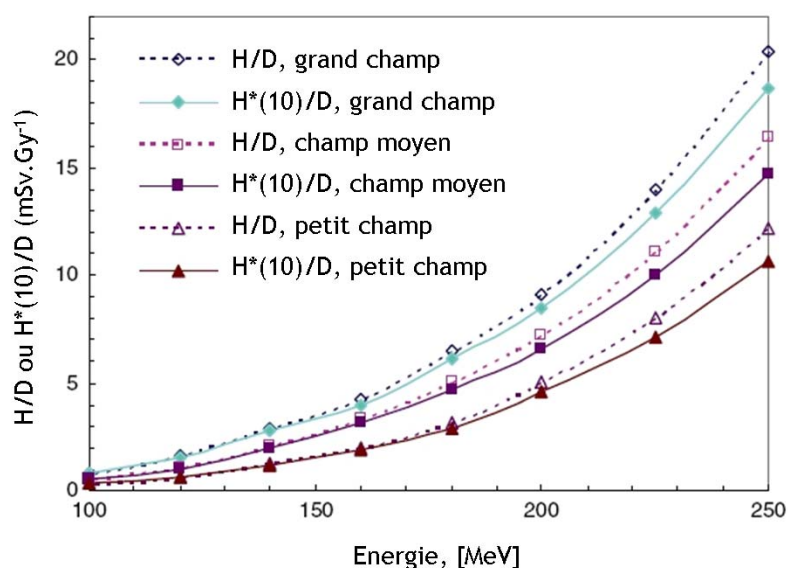


Figure I.8 - Valeurs comparées de l'équivalent de dose par dose thérapeutique, H/D , et de l'équivalent de dose ambiant par dose thérapeutique, $H^*(10)/D$, à l'isocentre en fonction de l'énergie du faisceau de protons, E_p , et pour trois types de champs de traitement. Figure adaptée de Zheng et al. [Zheng et al. 2008].

- Influence de la distance par rapport au bord du champ et à l'angle

Dans la plupart des études relatives aux niveaux de dose dus aux neutrons secondaires dans les salles de protonthérapie, l'influence de la distance par rapport à l'axe du faisceau (ou par

rapport au bord du champ) sur les valeurs des doses est fréquemment étudiée. La figure I.9 résume les valeurs des équivalents de dose dus aux neutrons par dose absorbée thérapeutique, H/D, en fonction de la distance par rapport à l'axe central, relevées dans la littérature. Les valeurs de H/D reportées sont là encore très dispersées (de plus de deux ordres de grandeur pour une distance à l'axe donnée) et dépendent, d'une part de l'installation considérée, et d'autre part des conditions expérimentales mises en œuvre dans chacune des études (technique de mise en forme du faisceau, énergie, largeur de modulation, taille de champs, etc.). Ainsi, pour une comparaison des H/D issues de différentes installations, il est important de prendre ces différences en considération. Les valeurs représentées sur la figure I.9 sont données pour un angle α par rapport à la direction du faisceau égal à 90° .

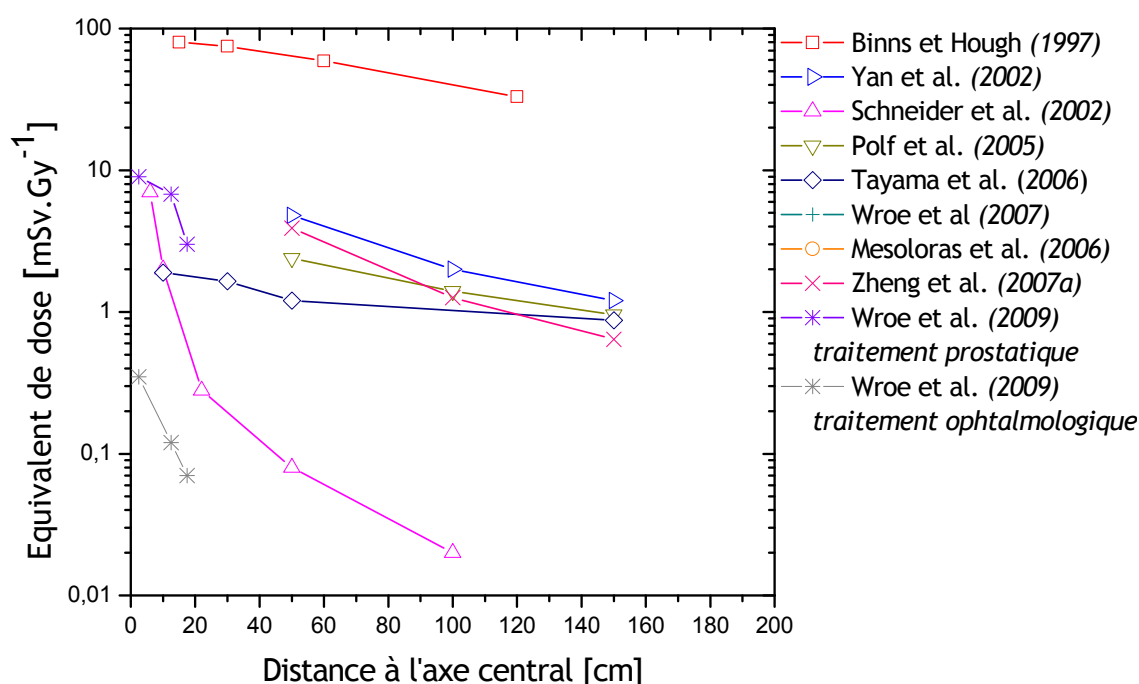


Figure I.9 - Comparaison des équivalents de dose dus aux neutrons par dose absorbée thérapeutique, H/D, en fonction de la distance par rapport à l'axe du faisceau et pour un angle α par rapport à la direction du faisceau égal à 90° . Les valeurs correspondant à Wroe et al. [Wroe et al. 2009] sont données en fonction de la distance par rapport au bord du champ de traitement.

Dans une étude datant de 1997, Binns et Hough [Binns et Hough 1997] ont mesuré les H/D dus aux neutrons secondaires au NAC au moyen d'un CPET. Ils ont fait état de valeurs variant de 33 à 80 mSv.Gy^{-1} pour des distances par rapport à l'axe central de 120 et 15 cm respectivement. Ces valeurs ont été obtenues pour un collimateur final bloqué par un « bouchon » en laiton et constituent les valeurs de dose relevées dans la littérature les plus élevées.

Au HCL, plusieurs équipes se sont intéressées aux valeurs de H/D autour de la voie de faisceau de 160 MeV diffusée passivement. Cette installation inclut une voie de faisceau dédiée aux traitements ophtalmologiques, une autre à la neurochirurgie et une troisième pour les traitements par grand champ. Dans une première étude expérimentale, pour un grand champ de traitement et une

épaisseur de modulation de 8,2 cm, Yan et al. [Yan et al. 2002] ont évalué des équivalents de dose dus aux neutrons compris entre 1 et 5 mSv.Gy⁻¹ pour des distances par rapport à l'axe du faisceau comprises entre 50 et 150 cm. Polf et al. [Polf et al. 2005] ont confirmé ces niveaux de H/D mesurés au HCL par Yan et al. par des simulations Monte Carlo. Des niveaux similaires d'équivalents de dose ont été reportés pour d'autres installations. Par exemple, pour le faisceau de 200 MeV du centre de protonthérapie de l'université de Tsukuba au Japon, Tayama et al. [Tayama et al. 2006] ont mesuré au moyen d'un CPET des valeurs de H/D diminuant de 2 à 1 mSv.Gy⁻¹ lorsque la distance par rapport à l'axe augmente de 10 et 150 cm. Ils ont estimé un maximum de 2,3 mSv.Gy⁻¹ à l'isocentre. Zheng et al. [Zheng et al. 2007a] du MD Anderson Cancer ont évalué par simulation Monte Carlo des niveaux de H/D dus aux neutrons très légèrement supérieurs autour du faisceau de 250 MeV. Ils estiment un maximum d'environ 4 mSv.Gy⁻¹ à 50 cm de l'axe, pour un angle α par rapport à la direction du faisceau de 90°.

Sur la figure I.9, les valeurs d'équivalent de dose reportées par Schneider et al. [Schneider et al. 2002] diminuent rapidement avec la distance par rapport à l'axe. Ces niveaux de H/D ont été évalués au PSI en Suisse où la technique de mise en forme utilisée est dynamique, contrairement aux autres installations pour lesquelles les niveaux de H/D sont reportés sur la figure I.9. Si l'équivalent de dose dû aux neutrons atteint 6 mSv.Gy⁻¹ à 5 cm de l'axe, il diminue en dessous de 0,3 mSv.Gy⁻¹ à environ 20 cm. Ce gradient d'équivalent de dose observé au PSI illustre le net avantage dosimétrique apporté par la technique dynamique de mise en forme du faisceau comparée à la technique de diffusion passive utilisée dans la plupart des centres.

Enfin, afin de pouvoir comparer les champs neutroniques générés lors de différents traitements par protonthérapie, deux séries de mesures réalisées en conditions cliniques auprès de l'installation de Loma Linda par Wroe et al. [Wroe et al. 2009] sont représentées sur la figure I.9. Ces valeurs ont été mesurées à l'aide de détecteurs microdosimétriques pour un cas de traitement prostatique et un cas ophtalmologique. L'énergie et la taille de champ, très inférieurs, requis pour le traitement du mélanome oculaire expliquent les plus faibles valeurs de H/D obtenues pour ce type de traitement comparées à celles relatives à un traitement prostatique.

La figure I.10 compare les équivalents de dose dus aux neutrons en fonction de l'angle α par rapport à la direction du faisceau de protons. Les valeurs mesurées par Yan et al. [Yan et al. 2002] au HCL augmentent de 0,62 à 2,8 mSv.Gy⁻¹ lorsque l'angle augmente de 0 à 120°. Pour la même installation, Polf et al. [Polf et al 2005] ont calculé des H/D en accord avec celles mesurées par Yan et al. (écart maximal à 120° d'environ 40%). Au MD Anderson Cancer, Zheng et al. [Zheng et al. 2007a] ont calculé par simulations Monte Carlo des valeurs similaires à celles estimées par Polf et al. au HCL, excepté pour l'équivalent de dose dû aux neutrons évalué sur l'axe du faisceau (0°), estimé à 1,25 mSv.Gy⁻¹ par le calcul Monte Carlo.

Les valeurs maximales de H/D sont le plus généralement rencontrées en amont de l'isocentre au niveau du collimateur final, pour des angles supérieurs à 90° par rapport à la direction du faisceau ; cette tendance est également illustrée sur la figure I.11 issue de la littérature.

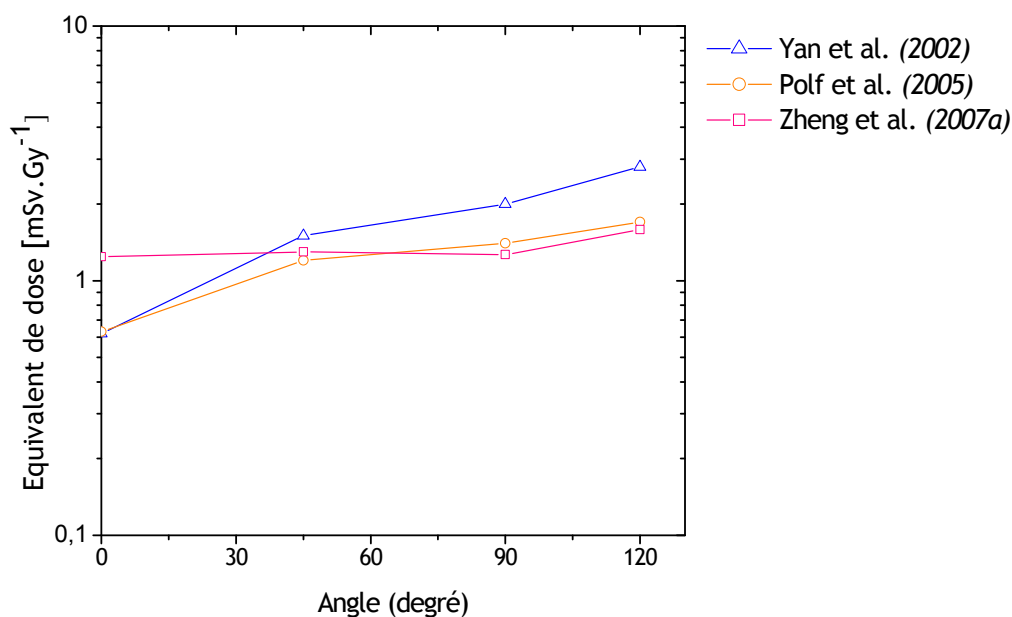


Figure I.10 - Comparaison des équivalents de dose dus aux neutrons par dose absorbée thérapeutique, H/D, en fonction de l'angle α par rapport à la direction du faisceau et pour une distance par rapport à l'axe du faisceau égale à 1 m.

- Influence de la longueur de modulation

Pour les installations de protonthérapie utilisant la technique de diffusion passive, le modulateur, qui détermine la longueur de modulation du pic de Bragg, a une influence sur les niveaux de H/D rencontrés dans la salle. Polf et Newhauser [Polf et Newhauser 2005] ont mis en évidence cette influence en comparant la distribution de H/D dans le plan horizontal obtenue autour du « nez » de traitement pour un faisceau non modulé (i.e. natif) et un faisceau dont la modulation est de 15 cm. La figure I.11 tirée de leur étude résume les valeurs calculées par simulation Monte Carlo dans les deux configurations.

Les valeurs de H/D obtenues avec une épaisseur de modulation de 15 cm sont supérieures de plus d'un facteur 3 à celles évaluées pour un faisceau natif. Comme il l'a été expliqué au paragraphe précédent les niveaux de H/D les plus élevés sont rencontrés au niveau de l'isocentre et pour des angles α par rapport à la direction du faisceau supérieurs à 90° .

Une longueur de modulation de 15 cm est fréquemment utilisée en clinique. Dans ce cas, le patient est exposé à des niveaux d'équivalent de dose de l'ordre de 7 mSv.Gy^{-1} (voir figure I.11). A titre de comparaison, dans une installation où la technique dynamique est mise en œuvre, Schneider et al [Schneider et al. 2002] ont rapporté des valeurs de H/D mesurées et calculées en conditions de traitements au PSI comprises entre 2 et 4 mSv.Gy^{-1} , respectivement pour des champs

moyens ou larges. Un facteur 2 à 3 sur les équivalents de dose peut ainsi exister entre les deux techniques de mise en forme du faisceau.

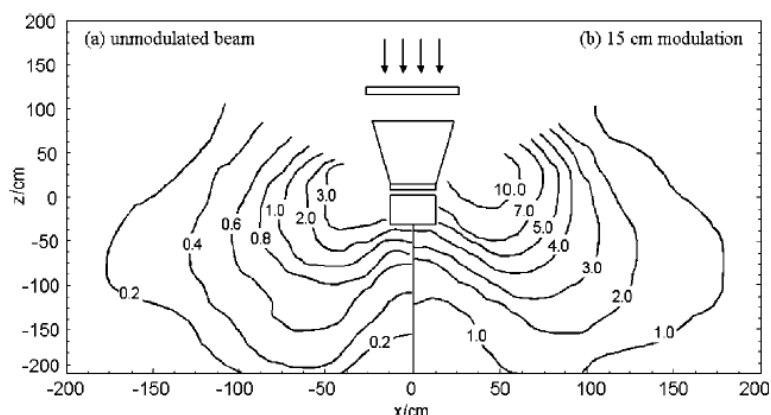


Figure I.11 - Distribution de l'équivalent de dose dû aux neutrons par unité de dose absorbée thérapeutique [mSv.Gy^{-1}], H/D, dans le plan horizontal autour de l'isocentre du Harvard Cyclotron Laboratory ; a) Faisceau non modulé ; b) Modulation de 15 cm [Polf et Newhauser 2005].

I.2.4. Doses dues aux rayonnements secondaires reçues par le patient

I.2.4.a. Introduction

La plupart des études relatives à la radioprotection du patient en protonthérapie représentent ce dernier par de simples fantômes parallélépipédiques d'eau ou équivalents. Les points de mesure ou calcul de la dose due aux neutrons secondaires sont choisis comme étant représentatifs de la position des organes sensibles [Yan et al. 2002]. En comparaison, peu d'équipes ont mené leurs travaux au moyen de modèles humains plus réalistes (fantômes anthropomorphes). Ces études ont généralement pour objectif d'évaluer les doses équivalentes et/ou absorbées déposées par les neutrons secondaires dans les organes du corps humain. Pour la détermination expérimentale des doses secondaires, des mannequins anthropomorphes sont généralement utilisés et équipés de dosimètres dédiés à la dosimétrie des neutrons. Ces mannequins sont toutefois limités en nombre de tissus et organes qui les composent. Ainsi, pour une estimation des doses reçues par les organes des patients tenant compte des différences de sensibilité des tissus aux rayonnements, le recours aux modèles numériques est nécessaire. Deux types de modèles numériques du corps humain existent : les fantômes mathématiques et les fantômes dits voxélisés. Les premiers consistent en une représentation analytique de l'anatomie humaine, définie à partir d'équations mathématiques et les seconds, de forme beaucoup plus réalistes que les modèles mathématiques, sont obtenus à partir d'images tomodensitométriques (scanner) ou d'imagerie par résonance magnétique (IRM). A partir des images numériques, le modèle en trois dimensions est reconstruit par la définition d'un grand nombre de volumes de petites tailles, appelés voxels, et les tissus sont ensuite discriminés par regroupement des voxels de composition identiques ; cette dernière étape est appelée segmentation.

Ainsi, dans des études relatives à la radioprotection du patient en protonthérapie des équipes ont eu recours aux mannequins anthropomorphes et aux fantômes numériques voxélisés pour déterminer les doses équivalentes et/ou absorbée liées aux champs neutroniques secondaires. Le risque lié au rayonnement secondaire est estimé dans certaines de ces études via le calcul de la dose efficace reçue par le patient pour un traitement de protonthérapie standard.

Le paragraphe suivant recense les études relatives aux doses secondaires déposées par les neutrons évaluées au moyen de fantômes modélisant le corps humain plus ou moins réalistes et complexes.

1.2.4.b. Utilisation de fantômes physiques simples

Le modèle choisi pour représenter le patient le plus souvent rencontré dans la littérature est le fantôme parallélépipédique d'eau où équivalent. Dans une étude récente menée auprès de l'installation de protonthérapie de Loma Linda, Moyers et al. [Moyers et al. 2008] ont évalué la dose absorbée et l'équivalent de dose dus aux neutrons déposés dans une série de fantômes parallélépipédiques équivalents eau (polystyrène), juxtaposés de manière à représenter un patient en position de traitement (tête et tronc). Plusieurs types de détecteurs (films argentiques, détecteurs de traces type CR-39, chambres d'ionisation et radiamètres) ont été utilisés et placés en divers points des fantômes. Leurs investigations ont permis d'évaluer la variation de la dose absorbée et de l'équivalent de dose en fonction de la distance par rapport à l'axe du faisceau et de la profondeur au sein du fantôme. Pour un faisceau de 250 MeV, la valeur la plus élevée de la dose absorbée déposée par les neutrons, $2,68 \text{ mGy.Gy}^{-1}$, a été mesurée avec les CR-39 à la surface du fantôme, à 1,15 cm de l'axe. L'équivalent de dose dû aux neutrons secondaires en ce même point est de $8,07 \text{ mSv.Gy}^{-1}$. Le recours à de simples fantômes parallélépipédiques équivalents eau ne permet pas aux auteurs de procéder à une estimation des doses secondaires reçues par les organes du patient. Pour ce faire, l'utilisation de fantômes anthropomorphes, physique ou numérique, est nécessaire.

1.2.4.c. Utilisation de mannequins anthropomorphes (fantômes physiques)

Dans le cas d'études spécifiques, comme celles relatives aux doses dues aux neutrons secondaires reçus par le fœtus, des mannequins anthropomorphes ont été utilisés. Par exemple, au MPRI, Mesoloras et al. [Mesoloras et al. 2006] ont utilisé un fantôme anthropomorphe de type Rando Alderson afin d'étudier l'équivalent de dose dû aux neutrons secondaires reçu par le fœtus dont la mère est traitée par protonthérapie. Au moyen d'un détecteur à bulles placé 10 cm sous l'ombilic du fantôme, ils ont mesuré des valeurs H/D variant de 0,025 à 0,45 mSv.Gy^{-1} dans le cas d'un traitement par petit champ et entre 0,097 et 0,871 mSv.Gy^{-1} pour un grand champ. Leur étude révèle que pour une dose de 80 grays délivrée à la mère par protonthérapie, le fœtus ne risque pas de développer un retard mental sévère dans la mesure où l'équivalent de dose dû aux neutrons qu'il recevrait serait de 69,7 mSv ; le seuil observé pour l'occurrence des retards mentaux sévères étant de 300 mGy. Enfin, leur étude fait également état de la sensibilité des doses secondaires à la

distance par rapport à l'axe du faisceau. Les valeurs de H/D mesurées pour cette installation reportées sur la figure I.9 sont très inférieures à celles mesurées par Yan et al. [Yan et al. 2002] ou bien celles calculées par Polf et al. [Polf et al. 2005] au HCL. En effet, ces derniers ont réalisé leurs estimations des doses secondaires dans la salle de traitement après interactions des protons sur un fantôme parallélépipédique en plexiglas. Les conditions expérimentales mises en œuvre par Mesoloras et al. sont différentes puisque les mesures ont été réalisées à 10 cm de profondeur dans le fantôme anthropomorphe pour différentes distances par rapport à l'axe. Ce point entraîne une dégradation en énergie des neutrons atteignant le détecteur à bulles plus importante que celle attendue avec les conditions expérimentales de Yan et al. ou les conditions de calcul de Polf et al. De plus, le facteur de qualité moyen utilisé pour les neutrons par Yan et al. est de 11 tandis que celui employé par Mesoloras et al. à Loma Linda n'est que de 5,9.

Une étude similaire a été réalisée quelques années plus tôt par Roy et Sandison [Roy et Sandison 2004] pour la même installation. Un fantôme anthropomorphe de type Rando Alderson a également été choisi pour mesurer l'équivalent de dose déposé par les neutrons secondaires au niveau de la position du fœtus lorsque la mère est traitée par protonthérapie pour des localisations cérébrales, thoracique ou de l'abdomen supérieur. Comme Mesoloras et al. un détecteur à bulles a été employé. Les valeurs H/D mesurées par Roy et Sandison sont de 0,26, 0,2 et 0,1 mSv.Gy⁻¹ respectivement pour un traitement de l'abdomen supérieur, du thorax et de la tête.

I.2.4.d. Utilisation de fantômes numériques voxélisés

La plupart des études citées dans les paragraphes précédents permettent de comprendre les différences de niveaux de doses secondaires dans les salles de traitement d'installations diverses. Les valeurs d'équivalent de dose dues aux neutrons secondaires publiées dans ces articles fournissent un ordre de grandeur sur les niveaux de dose auxquels sont soumis les patients mais ne permettent ni de connaître les doses secondaires reçues par les organes sensibles des patients, ni de procéder à une analyse du risque encouru par ce dernier. Pour ce faire, le recours aux fantômes numériques voxélisés est nécessaire. En effet, comme il a été mentionné précédemment, ces modèles humains détaillés offrent la possibilité d'évaluer les doses déposées par les neutrons secondaires au niveau de tous les organes. L'estimation du risque est ensuite réalisée et est basée sur diverses études à caractère épidémiologique.

L'utilisation de ce type de représentation du corps humain est assez récente. Les fantômes numériques sont généralement couplés à un modèle Monte Carlo de la salle de protonthérapie et les évaluations sont réalisées pour différents types de traitements.

En 2005, Jiang et al. [Jiang et al. 2005] ont introduit dans leurs simulations Monte Carlo de la voie de faisceau du NPTC¹² à Boston, un modèle numérique corps entier de patient, VIP man, segmenté à partir d'images tomodensitométriques humaines (Visible Human Project from the

¹² Northeast Proton Therapy Center, Boston, USA

National Library of Medicine). Deux plans de traitement de protonthérapie ont ensuite été simulés pour évaluer précisément les doses absorbées et la dose efficace dues aux neutrons secondaires. Leur étude distingue en premier lieu les doses absorbées dues aux neutrons secondaires reçues par 23 organes pour un traitement pulmonaire et ORL de 72 et 45 grays respectivement. Les doses secondaires varient principalement en fonction de la proximité de l'organe considéré au volume cible. Ils évaluent une dose absorbée maximale de 100 mGy au cristallin pour le traitement du sinus et de 25 mGy à la moelle rouge osseuse pour le traitement pulmonaire. Les doses équivalentes ont été ensuite calculées grâce à la détermination d'un facteur de pondération du rayonnement moyen pour chaque organe, lui-même calculé grâce aux spectres de neutrons secondaires évalués pour chaque tissu. Ils ont reporté des valeurs de doses efficaces corps entier de 162 et 26,8 mSv respectivement pour un traitement du poumon et du sinus et ont également distingué les contributions des neutrons internes et externes (voir paragraphe I.2.1.a) à la dose efficace. Les neutrons externes, générés dans les composants de la ligne et la salle, contribuent à 65 % de la dose efficace totale pour un traitement du poumon et à 85 % pour celui du sinus.

Dans une publication plus récente, Zacharatou-Jarlskog et al. [Zacharatou Jarlskog et al. 2008] ont utilisé le code de calcul Monte Carlo Geant4 pour estimer et comparer les doses secondaires aux organes pour des patients pédiatriques et adultes. Pour ce faire, ils ont utilisé 5 modèles numériques de patients pédiatriques d'âges différents (9 mois, 4, 8, 11 et 14 ans) développés par Lee et al. [Lee et al. 2006]. Divers champs de traitement ont été considérés dans leur étude. Au total, pour une cinquantaine d'organes et tissus, ils ont analysé les doses équivalentes dues aux neutrons secondaires en fonction de la distance par rapport au volume traité, des paramètres du champ de traitement et de l'âge du patient. Comme Jiang et al., ils ont évalué les contributions à la dose équivalente des neutrons provenant de la ligne de traitement et ceux générés dans le patient lui-même. Leur étude quantitative démontre que les doses équivalentes sont plus élevées chez l'enfant que chez l'adulte. Une dose équivalente due aux neutrons pouvant aller jusqu'à 10 mSv.Gy⁻¹ au niveau des organes proches du volume traité a été calculée pour un traitement pédiatrique standard. Ils précisent que cette valeur décroît rapidement avec la distance par rapport à la zone traitée. Les auteurs n'ont pas procédé à une évaluation du risque de développement d'un second cancer dans leur étude mais montrent cependant que la dose équivalente secondaire pour certains organes est comparable à celle cumulée par 30 examens tomodensitométriques.

Au MD Anderson Cancer, une étude comparable a été réalisée par Fontenot et al. [Fontenot et al. 2008]. À l'aide d'un fantôme numérique voxélisé ils ont déterminé les doses équivalentes et la dose efficace, imputables aux neutrons secondaires, reçues par le patient pour un traitement de la prostate. Le modèle anatomique numérique qu'ils ont utilisé dans leurs simulations Monte Carlo est un fantôme masculin développé par Billings and Yucker [Billings et Yucker 1973] pour des expertises relatives à l'exposition des astronautes durant les voyages dans l'espace. Les auteurs ont déterminé 12 organes à risque pour lesquels ils ont calculé la dose équivalente due aux neutrons secondaires. Leur étude révèle qu'un traitement de 76 grays à la prostate, délivrés par deux champs de

traitement standards, expose le patient à une dose efficace de 415 mSv. Cette valeur correspond à un risque de développer un second cancer dû aux rayonnements secondaires de 2% (évaluation basée sur les données épidémiologiques issues des survivants d'Hiroshima et Nagasaki).

En 1998, Agosteo et al. [Agosteo et al. 1998] ont étudié les doses dues aux neutrons et photons secondaires sur trois sites de protonthérapie dont le Centre Antoine Lacassagne à Nice [Agosteo et al. 1998]. Contrairement aux autres études sur ce thème, ils expriment les doses dues aux neutrons secondaires reçues par les tissus sains en dose absorbée normalisée par dose absorbée thérapeutique et non en équivalent de dose ou en dose équivalente.

Pour l'installation de protonthérapie du Centre Antoine Lacassagne à Nice, un fantôme mathématique détaillant précisément les organes entourant l'œil traité a été implémenté dans leur modèle de calcul. Ils ont également vérifié expérimentalement les débits de fluence des neutrons secondaires grâce à l'utilisation d'un fantôme tête Alderson (type ART) couplé à des techniques d'activation. Dans le cas d'un traitement ophtalmologique de 60 Gy équivalents cobalt ($EBR=1,1$), ils ont reporté une dose absorbée maximale due aux neutrons secondaires de 6,8 mGy, au nerf optique du côté traité et de 0,12 mGy au cerveau. La dose absorbée au nerf optique du côté controlatéral a été estimée à 230 μ Gy.

I.2.5. Quantités dosimétriques utilisées pour caractériser l'exposition du patient

Les grandeurs dosimétriques utilisées dans les études précédemment citées sont diverses. Les doses dues aux neutrons secondaires mesurées et/ou calculées dans la salle de traitement sont généralement exprimées en équivalent de dose, H, ou bien en équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$. Ces deux grandeurs sont des grandeurs opérationnelles, estimateurs de la dose efficace pour la surveillance de zone, qui tiennent compte des effets biologiques des rayonnements suivant leur nature via les facteurs de qualité $Q(L)$ (voir Annexe A). Ces grandeurs sont utilisées de manière adéquate dans les études pour caractériser les champs de neutrons secondaires existant dans les salles de protonthérapie. Les points de mesure et de calcul sont généralement choisis au niveau de la position du patient. Les valeurs estimées fournissent un ordre de grandeur des doses additionnelles mais ne peuvent pas caractériser l'exposition du patient de par la définition même de ces grandeurs par la CIPR [ICRP 2007] (voir Annexe A).

Les études utilisant les fantômes anthropomorphes numériques permettent de calculer la dose équivalente dans un organe ou un tissu. Cette grandeur est en fait la dose absorbée moyennée à l'organe multipliée par le facteur de pondération du rayonnement, w_R , dont le calcul nécessite la connaissance de la distribution en énergie des neutrons. La dose absorbée déposée par les neutrons secondaires dans un organe ou tissu a également été utilisée dans la littérature. Ces deux dernières grandeurs ont été indiquées par la CIPR comme étant les grandeurs adéquates pour caractériser l'exposition du patient et l'estimation du risque-bénéfice (voir paragraphe B220 de la publication 103 de la CIPR) [ICRP 2007].

Enfin, la dose efficace, calculée comme la somme pondérée des doses équivalentes aux tissus ou organes, est utilisée pour relier la dose au risque stochastique pour une exposition homogène du corps entier. Cette quantité de protection initialement introduite par la CIPR pour définir des limites de dose pour la surveillance individuelle et de zone est utilisée dans certaines études relatives aux doses secondaires reçues par les patients. Elle est généralement employée lorsque les auteurs évaluent le risque associé à l'exposition du patient aux rayonnements secondaires. Dans sa publication 103, la CIPR précise que le concept de dose efficace peut être utilisé pour la comparaison des doses délivrées au patient par différentes procédures diagnostiques ou bien pour comparer l'utilisation de techniques similaires dans différents hôpitaux ou pays (voir paragraphe 151 de la publication 103 de la CIPR) [ICRP 2007]. Cependant, la commission précise que l'estimation et l'interprétation de la dose efficace pour l'exposition médicale est limitée. Son interprétation est notamment délicate lorsque les organes ou tissus irradiés sont partiellement exposés ou que l'exposition est hétérogène, ce qui est le cas des procédures thérapeutiques (voir paragraphe 152 de la publication 103 de la CIPR).

I.3. CONCLUSION

Les données disponibles dans la littérature sur la thématique de l'exposition secondaire en protonthérapie sont éparées et l'interprétation des résultats dépend de nombreux facteurs. Le type d'installation et notamment la technique de mise en forme du faisceau de protons jouent un rôle majeur sur les niveaux de doses secondaires rencontrés dans la salle de traitement. De même, les types de traitements considérés (énergie, taille de champ, épaisseur de modulation, etc) influencent fortement la production de neutrons dans la voie de faisceau mais également dans le patient. Les différences de doses dues aux neutrons secondaires issues de la littérature s'expliquent en partie par les diverses méthodes dosimétriques et conditions expérimentales mises en œuvre. La caractérisation précise de l'exposition du patient aux neutrons secondaires est également problématique, d'autant que les grandeurs dosimétriques employées sont diverses ce qui rend délicate l'interprétation ou la comparaison des valeurs de dose.

Schématiquement, deux types d'études peuvent être distingués : les études se focalisant sur la détermination de la dose secondaire en dehors du champ de traitement et celles axées sur l'estimation des doses absorbées aux organes ou des doses équivalentes et débouchant ou non sur une estimation du risque encouru par le patient. Les données issues du premier type d'études sont généralement évaluées par mesure ou calcul au moyen d'un fantôme d'eau à différentes positions de la zone traitée ou bien en fonction de la distance par rapport à l'axe du faisceau. Ces études sont utiles pour comparer les niveaux relatifs de doses secondaires pour différentes installations ou procédures de traitement. Les grandeurs dosimétriques utilisées sont l'équivalent de dose ou l'équivalent de dose ambiant et sont adéquates car ces expertises relèvent plus spécifiquement de la surveillance de zone que de la radioprotection du patient proprement dite. Pour le second type d'étude, les doses équivalentes aux organes (ou les doses absorbées) dues aux neutrons secondaires

reçues par les organes sont estimées par simulations au moyen de fantômes numériques et plus rarement expérimentalement.

CHAPITRE II
MODELISATION PAR MONTE CARLO
DE LA LIGNE ET DE LA SALLE DE
PROTONTHERAPIE DEDIEE AUX
TRAITEMENTS OPHTALMOLOGIQUES

II.1. LA METHODE DE CALCUL PAR MONTE CARLO

II.1.1. Principe

La méthode de calcul par Monte Carlo est une technique mathématique destinée à résoudre un problème pour lequel on ne connaît pas de solution analytique. Des événements suivant des lois de probabilité données sont simulés au moyen de procédures d'échantillonnage basées sur la génération de nombres aléatoires, permettant d'estimer des grandeurs d'intérêt de façon stochastique.

Cette technique de calcul est bien adaptée au transport des particules dont les interactions dans le milieu sont aléatoires, régies par des lois de probabilités basées sur les sections efficaces d'interactions. Dans ces conditions, la technique consiste à suivre chacune des particules émises par une source dans un système, depuis sa naissance jusqu'à sa disparition. En général, la particule disparaît lorsqu'elle subit une capture, une désintégration, lorsque son énergie est inférieure à une énergie de coupure ou encore lorsqu'elle s'échappe du système considéré. Les variables aléatoires échantillonnées sont les paramètres d'interaction (nature de l'interaction, types de particules créées, transfert d'énergie, etc.).

Chaque particule secondaire générée après interaction de la particule initiale est également suivie jusqu'à sa disparition ; le suivi de la cascade de particules engendrée par une particule primaire correspond à une histoire. Ainsi, en suivant un grand nombre d'histoires, le comportement du système peut être reproduit.

II.1.2. Historique

Le plus vieil exemple d'utilisation d'une méthode d'échantillonnage est attribué à Buffon au 18^{ème} siècle. Il est connu sous le nom de "l'aiguille de Buffon" et était destiné à calculer le nombre π à l'aide d'expériences répétées [Buffon 1777]. Dans les années 1940, durant le projet Manhattan, les méthodes d'échantillonnage furent rebaptisées sous le nom "Monte Carlo", en raison de la similarité du principe de la méthode avec le caractère aléatoire du jeu de « la roulette » dans les casinos [Leslie 1962].

De nos jours, la méthode Monte Carlo est utilisée dans de très nombreux domaines pour simuler des phénomènes obéissant à des lois statistiques, notamment pour le transport des particules dans la matière. Le développement très rapide de la simulation du transport des particules par la méthode Monte Carlo est principalement dû, d'une part, à l'essor de la physique quantique qui a permis de déterminer les sections efficaces d'interaction des particules avec la matière (par calculs et mesures) et, d'autre part, à l'accroissement des performances des ordinateurs.

II.1.3. Les différents codes Monte Carlo utilisés en protonthérapie

Les différents codes de calcul Monte Carlo existants se distinguent par les données sources utilisées et les approximations faites sur la description des processus physiques régissant le transport des particules. Plusieurs codes existent pour simuler le transport des protons mais tous ne

sont pas utilisés pour des applications de protonthérapie et, pour cette technique, dans le cadre d'études relatives à la radioprotection.

Les principaux codes Monte Carlo permettant de simuler l'interaction des protons dans la matière sont listés dans les paragraphes suivants.

II.1.3.a. Le code PTRAN [Berger 1993]

PTRAN est un code applicable pour les protons sur la gamme d'énergie utilisée en clinique (de 50 à 250 MeV). La dose en profondeur, la distribution radiale de flux et de dose, ainsi que la distribution spectrale sont calculés en fonction de la profondeur.

Carlsson et al. [Carlsson et al. 1997] ont utilisé ce code pour calculer des distributions de dose en profondeur servant de données d'entrée pour un logiciel de planification de traitement. Ils ont comparé leurs calculs avec des résultats obtenus au moyen d'un modèle analytique simple, et ont discuté les approximations physiques des deux modèles. Le code PTRAN a également été employé pour vérifier un algorithme de transport développé pour le calcul de la perte en énergie de fins faisceaux de protons (« Spot scanning ») [Sandison et al 2000].

II.1.3.b. Le code FLUKA [Fasso et al. 2003]

Le développement de FLUKA date du début des années 60 et a été initié pour permettre la simulation des faisceaux de hadrons. L'appellation FLUKA (FLUktuierende KAscade) date de 1970. C'est un code aujourd'hui capable de simuler le transport et les interactions de nombreuses particules (leptons, hadrons, bosons) dans tout type de matériaux et sur une large plage énergétique (de 1 keV à plus de 20 TeV pour les hadrons).

La perte d'énergie des particules chargées est basée sur la théorie de Bethe. Les processus « discrets » sont traités séparément des processus « continus » tels que les pertes en énergie dues aux interactions coulombiennes ou encore les déviations angulaires. Ce point permet une réelle distinction physique entre les processus se produisant fréquemment le long du trajet des protons et les interactions moins fréquentes qui peuvent cependant être responsables d'une perte d'énergie importante, comme lors d'une réaction nucléaire. Notons que la plupart des codes de simulation Monte Carlo adoptent une approche dite « d'histoires condensées » sur les processus se produisant fréquemment (interactions coulombiennes).

Sur la gamme en énergie comprise entre 20 MeV et 2,5 GeV les interactions inélastiques et la production de particules secondaires sont traitées au moyen de modèles nucléaires de pré-équilibre, d'évaporation et de désexcitation des noyaux résiduels. Ce modèle est appelé PEANUT (Pre-Equilibrium Approach to NUClear Thermalisation).

Le code FLUKA est employé pour des applications de radioprotection et de dosimétrie, notamment en protonthérapie. Par exemple, Agosteo et al. [Agosteo et al 1998] ont calculé les doses dues aux neutrons et aux photons secondaires pour trois sites de protonthérapie, le CAL à Nice en France, le PSI en Suisse et le NAC en Afrique du sud (voir paragraphe I.2.4.d). De même,

Schneider et al. [Schneider et al 2002] ont employé le code FLUKA pour calculer l'équivalent de dose ambiant dû aux neutrons dans une salle de traitement du PSI et pour un faisceau de 177 MeV mis en forme avec la technique dynamique.

FLUKA a également été mis en œuvre pour des applications de radiobiologie. Il intègre en effet des variables biologiques et permet ainsi de calculer non seulement le profil de dose mais également la distribution « biologique » de la dose au niveau des cellules tumorales. Biaggi et al. [Biaggi et al 1999] ont utilisé cette méthode pour caractériser le faisceau de protons de 72 MeV utilisé pour les traitements ophtalmologiques au PSI. Un bon accord a été trouvé entre les distributions de dose calculées et mesurées, de même concernant l'EBR calculée et mesurée.

Notons que le code FLUKA a désormais été intégré aux codes MCNPX et GEANT pour la simulation des interactions hadroniques ; ces deux derniers codes sont actuellement les plus employés pour modéliser les installations de protonthérapie et sont discutés ci-après.

II.1.3.c. Le code GEANT4 [Agostinelli et al. 2003]

Contrairement aux autres codes évoqués ici, GEANT4 n'est pas un exécutable autonome mais peut être considéré comme un ensemble de bibliothèques développées en C++ utilisables en tant que boîtes à outils permettant de construire des modélisations du transport des particules dans la matière. La principale caractéristique de GEANT4 est que sa construction, et par conséquent son utilisation, est très fortement inspirée de la programmation orientée objet. Ainsi, ce code présente l'avantage de pouvoir être modifié afin d'intégrer de nouvelles applications nécessaires à l'utilisateur.

Notons que GEANT4 possède également deux caractéristiques spécifiques : il permet de faire évoluer la géométrie avec le temps au cours d'une même simulation et intègre la possibilité d'introduire des champs électromagnétiques.

Dans GEANT4, les particules sont générées à partir d'une source ; leurs trajectoires dans la matière sont calculées suivant des processus physiques modélisant leurs interactions avec les molécules et les atomes du milieu. Un processus physique est une classe codée en langage C++ qui décrit la manière et la fréquence d'occurrence d'un type d'interaction spécifique tout le long de la trajectoire de la particule. Les bibliothèques relatives aux interactions des hadrons intègrent les diffusions élastiques, les diffusions inélastiques, les interactions nucléaires, qui donnent notamment lieu à la production de particules secondaires. Les sections efficaces d'interaction des hadrons sont tabulées et paramétrées sous forme de fonctions algébriques ou déduites d'autres sections efficaces provenant de principes généraux de physique nucléaire.

GEANT4 offre une grande flexibilité pour définir la géométrie, les matériaux et les propriétés des particules. Son utilisation pour décrire les installations de protonthérapie a été examinée par ailleurs [Paganetti 2002]. Plusieurs équipes ont employé le code pour modéliser des

lignes de protonthérapie. En 1998, Russo et al. [Russo et al. 1998] ont utilisé le code GEANT (la version 4 n'existait pas à cette époque) pour modéliser la voie de faisceau de 200 MeV de l'ICPO. Ils ont évalué les pertes en énergie des protons et les déflexions angulaires dans les modificateurs de faisceau (modulateur, absorbeur, diffuseur, collimateur). Leur étude démontre notamment que GEANT permet de reproduire les distributions de dose en profondeur du faisceau de protons de 200 MeV.

Plus récemment, au NPTC à Boston, Paganetti [Paganetti 2004] a mis en avant la capacité du code GEANT4 à prendre en compte les géométries évolutives au cours du temps. En effet, la simulation du modulateur est souvent problématique lorsque le code Monte Carlo utilisé n'intègre pas la possibilité de changer la géométrie durant la simulation et la prise en compte de la modulation se fait généralement par la sommation des résultats issus de simulations indépendantes. Grâce au code GEANT4, Paganetti a pu, au moyen d'une seule simulation, obtenir un pic de Bragg modulé en bonne adéquation avec le profil en profondeur expérimental. De même, grâce à la modification des champs magnétiques durant la simulation, la distribution de la fluence de protons dans le plan transverse a pu être calculée.

L'utilisation de GEANT4 pour des applications de radioprotection en protonthérapie est illustrée dans deux études. Dans la première, menée par Jiang et al [Jiang et al 2005], la voie de faisceau du NPTC à Boston permettant le traitement des cancers de la prostate a été modélisée. Ce modèle avait par ailleurs été utilisé auparavant pour comparer les distributions de dose simulées avec celles calculées via le logiciel de planification de traitement [Jiang et Paganetti 2004]. Concernant l'application du modèle de ligne pour la radioprotection du patient, Jiang et al. ont simulé un « plan de traitement virtuel » sur le fantôme voxélisé VIP man (voir paragraphe I.2.5.d) et ont évalué les doses secondaires reçues par les organes pour un traitement classique de la prostate. Dans la continuité des travaux menés par Jiang et al., Zacharatou Jarlskog et al. [Zacharatou Jarlskog et al. 2008] ont également utilisé GEANT4 pour évaluer les doses équivalentes dues aux neutrons en fonction de l'âge du patient traité ; ils ont pour cela utilisé des fantômes voxélisés de formes et de tailles différentes (voir paragraphe I.2.4.d).

II.1.3.d. Le code MCNPX (Hendricks et al. 2006)

Le code Monte Carlo N-Particles eXtended (MCNPX) a été mis au point au laboratoire de Los Alamos au Etats-Unis (LANL, <http://www.lanl.gov/>). Il est le fruit de travaux ayant débuté il y a 50 ans dans le cadre du projet Manhattan et a fait depuis l'objet de constants développements. Ce code est l'un des codes de calcul les plus utilisés pour la simulation du transport des particules dans la matière. Ses domaines d'application sont vastes et variés mais il a été initialement utilisé pour les calculs relatifs aux réacteurs nucléaires (criticité) et d'une manière générale en radioprotection.

MCNPX a été créé à partir de la version 4C de MCNP qui prenait en compte un nombre limité de particules : les photons, les neutrons et les électrons [Breismeister 2000]. Son principe général de fonctionnement est similaire à celui de MCNP mais MCNPX a été initié afin de permettre le

transport de 34 types de particules sur une large gamme d'énergie allant de 1 keV à 100 GeV. Son utilisation repose sur un fichier d'entrée unique écrit par l'utilisateur dans un format ASCII¹³ dans lequel sont définis : la géométrie du problème, les matériaux, la source, les paramètres physiques et statistiques relatifs à la simulation et la ou les grandeurs à estimer.

MCNPX offre plusieurs méthodes de calculs avancées, appelées techniques de réduction de variance, qui peuvent être combinées à la méthode Monte Carlo afin de réduire les temps de calcul pour une précision donnée sur le résultat. Son utilisation est facilitée par l'existence d'un forum d'assistance très étendu comptant un grand nombre d'utilisateurs.

Une présentation plus détaillée du principe d'utilisation de MCNPX est faite au paragraphe II.2.1.

Depuis une dizaine d'années, son utilisation s'est particulièrement développée en protonthérapie ; il est d'ailleurs rapidement devenu le code Monte Carlo le plus fréquemment employé dans cette spécialité.

En 2005, Fontenot et al. [Fontenot et al. 2005] ont publié une étude dans laquelle le code a été utilisé pour modéliser une nouvelle ligne de traitement mise en place au MD Anderson Cancer Center au Texas. Ils ont vérifié la capacité de MCNPX à reproduire les distributions de dose expérimentales du faisceau de protons (profils de dose en profondeur et latéraux). Un très bon accord entre la simulation et la mesure a été obtenu. Parallèlement, pour la voie de faisceau dédiée aux traitements ophtalmologiques de la même installation, Newhauser et al. [Newhauser et al. 2005] ont réalisé des comparaisons entre les prédictions de MCNPX et les mesures de profils de dose expérimentaux. Leur but était de déterminer s'il était possible de configurer l'algorithme du logiciel de planification de traitement (EYEPLAN) au moyen des données calculées par le modèle. Leur étude révèle que la précision des simulations Monte Carlo permet cette configuration et que l'utilisation de MCNPX pour la planification serait également possible à condition de paralléliser les simulations sur une ferme de calculateurs pour obtenir des temps de calcul adaptés à la routine clinique.

En France, l'installation de protonthérapie du CAL à Nice a également fait l'objet d'une étude avec MCNPX. Dans une première publication, Hérault et al. [Hérault et al. 2005] ont évalué l'aptitude de leur modèle Monte Carlo à reproduire les profils de doses expérimentaux ; leur travail montre qu'une modélisation précise de la géométrie de la ligne, associée à une définition adéquate des paramètres physiques de la source, permettent une bonne reproduction des mesures. Dans une seconde publication, l'équipe du CAL a étudié le potentiel dosimétrique de MCNPX appliqué à une série de configurations cliniques [Hérault et al. 2007]. Pour cela, plusieurs quantités dosimétriques ont été testées (distributions de dose, facteur d'ouverture du collimateur, unités moniteur) et les simulations reproduisent précisément les mesures pour chacune d'elles. Leur étude les a amenés à simplifier les mesures de contrôle de qualité et à utiliser directement MCNPX pour le calcul des unités moniteur.

A l'image du travail mené par Hérault et al., une équipe du M. D. Anderson Cancer aux

¹³ American Standard Code for Information Interchange

Etats-Unis a comparé les distributions de dose en profondeur dans l'eau, mesurées et calculées par simulation, pour les faisceaux de 200 MeV et 180 MeV de cette installation. Deux études publiées en 2007 résument leur travail mené avec MCNPX [Polf et al. 2007a ; Polf et al. 2007b].

De nombreuses installations de protonthérapie ont été modélisées avec MCNPX. Après évaluation de la capacité du code à reproduire les distributions de dose expérimentales des faisceaux de protons, les modèles ainsi validés ont été employés pour des applications de radioprotection. La plupart des études menées sur cette thématique ont été détaillées au paragraphe I.2.4.

L'installation américaine du M. D. Anderson Cancer a fait l'objet du plus grand nombre d'études de radioprotection menées avec MCNPX. La majeure partie des études publiées est relative à des estimations des doses dues aux rayonnements secondaires dans la salle de traitement. Les différentes équipes ont en général étudié la variation de l'équivalent de dose dû aux neutrons secondaires en fonction des paramètres du faisceau, tels l'énergie, la taille du champ de traitement, la distance par rapport à l'axe, la largeur de modulation [Polf et al. 2005 ; Polf et Newhauser 2005 ; Zheng et al. 2007a, 2007b ; Zheng et al. 2008].

Enfin, un autre exemple d'utilisation du code MCNPX pour la radioprotection dans une salle de protonthérapie peut être trouvé dans l'article de Tayama et al. [Tayama et al. 2006] du PMRC de Tsukuba au Japon. Ils ont comparé la distribution expérimentale de l'équivalent de dose dû aux neutrons sur l'axe central du faisceau avec des simulations réalisées au moyen de la version 2.5 du code MCNPX. Des écarts entre le calcul et la mesure compris entre 10% et 30% ont été relevés.

II.1.3.e. Choix du code pour l'étude des doses secondaires en protonthérapie oculaire

Plusieurs codes Monte Carlo existent pour simuler l'interaction des particules avec la matière. Les codes GEANT4 et MCNPX sont les codes les plus utilisés au niveau international pour les applications de radioprotection en protonthérapie. Ces deux codes ont été comparés par Wang et al [Wang et al. 2005] pour la simulation du transport des protons. Cet article comparatif fait également état des distributions en énergie des particules générées lors des interactions nucléaires des protons. Wang et al. précisent en premier lieu que l'étude des interactions nucléaires est essentielle en protonthérapie pour trois raisons. Tout d'abord, elles contribuent pour environ 20% au dépôt total de dose absorbée. Ensuite, elles génèrent des particules de fort TEL comme les particules alpha et dont l'EBR élevé souligne directement l'importance de l'étude de leurs effets. Enfin, les neutrons secondaires sont susceptibles d'induire un dépôt de dose à distance du volume cible. Les distributions en énergie des neutrons générés lors des interactions nucléaires simulées avec GEANT4 et MCNPX sont mises en parallèle. La différence entre les deux codes réside essentiellement dans le constat que les neutrons secondaires sont générés dans MCNPX avec une énergie moyenne plus élevée que dans GEANT4.

Pour l'étude des doses dues aux rayonnements secondaires en protonthérapie oculaire, notre choix s'est porté sur le code MCNPX principalement en raison des nombreuses validations dont il a fait l'objet au niveau international dans les domaines de la protonthérapie et de la radioprotection. De plus, son principe d'utilisation reste relativement simple et accessible puisqu'il repose sur l'écriture d'un fichier d'entrée unique et structuré. Enfin, l'utilisation régulière de MCNPX au sein du Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants (LDRI) a permis de bénéficier de l'expérience acquise par les chercheurs du laboratoire.

II.2. MODELISATION DE LA LIGNE ET DE LA SALLE

II.2.1. Outil de modélisation : le code de calcul MCNPX

Dans ce paragraphe, les spécificités du fichier d'entrée du code MCNPX et les diverses options nécessaires à la compréhension des simulations réalisées dans cette étude sont décrites. Les versions du code MCNPX utilisées dans ce projet sont les versions 2.5f, 2.6c et 2.6d.

II.2.1.a. Structure d'un fichier d'entrée

Le principe de fonctionnement consiste à définir un fichier de données utilisé en entrée pour la simulation. Les paramètres fondamentaux du problème à traiter y sont décrits. Ces paramètres sont :

- la définition de la géométrie du problème à simuler, de l'environnement, créés à l'aide de "cellules" (éléments de volume) elles mêmes définies à partir de cartes de surface ou de volume (les cartes volumes sont appelées "macrobodyes"),
- la description des matériaux, leur composition et densité,
- la sélection de bibliothèques de sections efficaces de réactions,
- la nature des particules à transporter,
- la définition de la source de particules en termes de spectre en énergie, forme et taille, loi d'émission angulaire, position et direction initiales des particules etc.,
- les définitions des observables désirées (fluence, énergie déposée, dose...) par l'utilisation d'estimateurs (appelés "tallies"),
- des paramètres additionnels utilisés pour améliorer l'efficacité de la simulation (techniques de réduction de variance).

II.2.1.b. Les bibliothèques de sections efficaces [Hendricks et al. 2003]

MCNPX est généralement accompagné d'un ensemble de bibliothèques de sections efficaces de réactions basées sur des données expérimentales et des évaluations permettant l'interpolation des données et leur extrapolation dans des régions où elles ne sont pas disponibles. Les sections efficaces de réactions utilisées par MCNPX proviennent de nombreuses compilations effectuées dans différents centres ou laboratoires comme le « Applied Nuclear Science (T-2) Group » de Los Alamos, ou le Laboratoire « Livermore » (Lawrence Livermore National Laboratory, <http://www.llnl.gov/>). Ces données ont été complétées et améliorées depuis plus de 30 ans. Elles sont contenues dans des tables couvrant une grande gamme d'énergie pour les particules essentielles (neutrons, photons,

électrons). Par contre, pour les protons, le code utilise les tables de sections efficaces disponibles pour une plage en énergie plus restreinte (1 MeV à 150 MeV) comme le montre la figure II.1. Les détails de l'estimation et de l'implémentation de ces bibliothèques de sections efficaces dans MCNPX sont reportés par ailleurs [Chadwick et al. 1999].

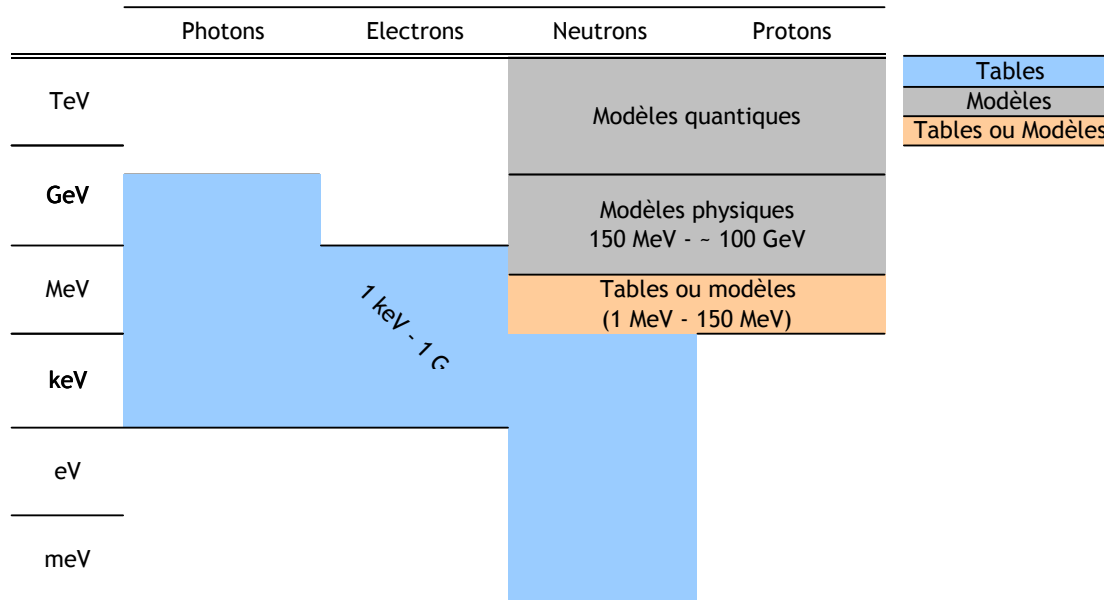


Figure II.1. Diagramme des tables de sections efficaces et des modèles pour les photons, électrons, neutrons et protons suivant différentes gammes en énergie.

Les bibliothèques de sections efficaces ne couvrant cependant qu'un domaine en énergie limité, en dehors de ce dernier, MCNPX offre la possibilité d'utiliser des modèles nucléaires (Bertini-Dressner, Isabel, CEM, ICNL,...) permettant de décrire les réactions se produisant à haute énergie ; par exemple pour la cascade intranucléaire suivie de la désexcitation du noyau cible (pré-équilibre, évaporation) accompagnées de l'émission de particules secondaires (n, h, π , d, α , α , ...).

Comme le montre la figure II.1, ces modèles théoriques ne permettent de décrire qu'un nombre limité de types de réactions. Ils sont basés sur les données issues de la physique atomique pour les particules chargées (pouvoirs d'arrêt, diffusion multiple, straggling en énergie) et sur les modèles issus de la physique nucléaire pour les particules chargées ou neutres (modèles de cascade intranucléaire, de pré-équilibre, de fission, d'évaporation,...). Enfin pour les neutrons ou protons appartenant à des gammes en énergie supérieures à 100 GeV, MCNPX utilise des modèles quantiques.

II.2.1.c. Les estimateurs : « les Tallies »

Dans MCNPX, des estimateurs dits «tallies» sont prédéterminés et permettent d'estimer des observables pour des détecteurs ponctuels, des surfaces, ou bien des volumes. Le tableau II.1 résume les « tallies » utilisés dans cette étude.

Tableau II.1. Les différents « tallies » disponibles dans MCNPX et utilisés dans cette étude.

Type de tally, \bar{n}	Description du tally	Unité
F4	Flux moyen dans une cellule	particules.cm ⁻²
F5	Flux en un détecteur ponctuel	particules.cm ⁻²
F6	Dose déposée dans une cellule	MeV.g ¹

▪ Cas particulier du tally F5:

Le tally F5 n'est utilisable que pour les particules neutres (photons, neutrons). C'est un estimateur déterministe de la fluence en un point D. A chaque événement (collision), MCNPX calcule la probabilité que la particule diffuse vers le point D et qu'elle l'atteigne sans interagir. L'expression du flux calculé à chaque interaction pour le tally F5 est la suivante :

$$\Phi = \frac{W p(\mu) e^{-\lambda}}{(2\pi R^2)} \quad (\text{II.1})$$

où :

- R est la distance entre le site d'interaction et le détecteur ponctuel D,
- W est le poids statistique de la particule,
- λ le nombre total de libres parcours moyens intégrés sur la trajectoire entre le point d'interaction et le point D,
- $p(\mu)$ est la valeur de la fonction de densité de probabilité à μ , cosinus de l'angle entre la direction initiale de la particule incidente et la direction d'émission vers le point D.

Le principe du tally F5 est illustré pour une réaction de type (p,n) sur la figure II.2. Selon la formule nous voyons que la contribution au flux Φ sera d'autant plus faible que la distance est grande, que l'épaisseur du ou des matériaux interceptés est grande et que la probabilité d'émission dans la direction d'intérêt est faible.

Un rayon délimitant une zone sphérique d'exclusion doit être spécifié autour du tally F5 lors de son utilisation. Le recours à cette sphère d'exclusion s'explique à partir du terme $1/R^2$. En effet, si r tend vers 0, λ tend vers l'infini et donc la variance théorique de l'estimateur aussi. Dans ce cas, la technique du tally F5 reste valide mais la convergence est lente et parfois impossible. Pour éviter ce problème l'utilisateur doit spécifier un rayon délimitant une sphère fictive autour du point D (voir figure II.2). Pour les collisions ayant lieu à l'intérieur de la sphère d'exclusion, la contribution à D est calculée comme le flux moyen distribué uniformément sur le volume de la sphère.

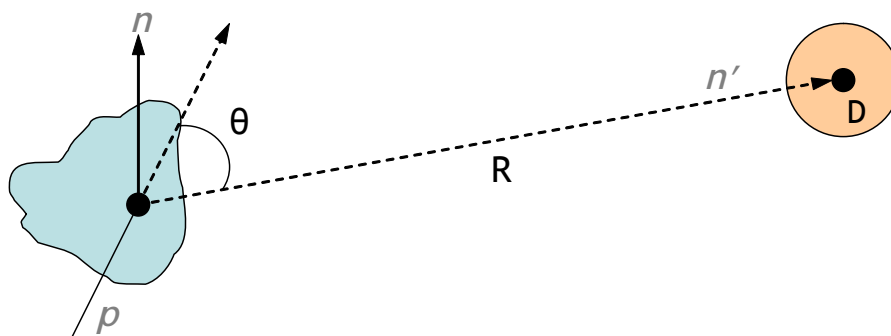


Figure II.2 - Schéma illustrant le principe du tally F5. Exemple pour une réaction nucléaire de type (p,n). R est la distance entre le site de la collision et le point détecteur D et θ est l'angle entre la direction originale de la particule et la direction vers le point D.

- Les « Mesh tallies »

Ce type particulier de tally est apparu avec la version 4C2 de MCNP. La méthode des Mesh tallies permet de calculer le flux de particules ou la dose déposée dans une grille dont la résolution est définie par l'utilisateur. Cette grille est définie de manière indépendante de la géométrie du problème et peut être rectangulaire, cylindrique ou sphérique. Le flux ou la dose est calculé dans chaque voxel de la grille.

L'avantage principal de ce type de tally est de permettre le calcul d'une véritable distribution de la dose et de visualiser ensuite cette cartographie en la superposant à la géométrie du problème.

Les Mesh tallies ont été utilisés lors de différentes étapes de cette étude.

II.2.1.d. Indicateurs de la précision du calcul avec MCNPX

Les estimateurs calculés avec MCNPX sont associés à un ensemble d'outils statistiques guidant l'utilisateur dans l'interprétation critique du résultat obtenu. Un total de 10 tests statistiques ont été établis par les développeurs de MCNPX à partir des indicateurs suivant : la moyenne, l'incertitude relative, le facteur de mérite, la variance de la variance et la pente de la distribution du tally dans la région des valeurs les plus élevées. Notons que les résultats des simulations présentés dans l'ensemble de ce document ont vérifié les 10 tests statistiques.

Une brève définition de ces indicateurs et des tests statistiques qui leur sont associés est faites ci-dessous.

- La moyenne

La moyenne arithmétique d'une grandeur physique échantillonnée au cours d'un calcul est le résultat du tally correspondant à cette grandeur. Elle est définie par la relation :

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (\text{II.2})$$

où N est le nombre d'histoires (particules sources générées, nps) et x_i est la valeur du tally pour la $i^{\text{ème}}$ histoire.

Le test statistique fait sur la moyenne consiste à s'assurer que cette dernière a un comportement aléatoire compatible avec le théorème central limite sur la deuxième moitié du problème (de N/2 à N).

- L'incertitude relative sur la moyenne

Le résultat d'un calcul avec MCNPX (« Tally ») est normalisé au nombre d'histoires. Le calcul des tallies est toujours accompagné par un second nombre r, qui est l'incertitude relative estimée, associée au tally, c'est à dire l'écart type estimé, normalisé à cette moyenne.

$$r = \frac{S_x}{\bar{x}} \quad (\text{II.3})$$

avec S_x l'écart type estimé de la moyenne (il est inversement proportionnel à \sqrt{N}) et \bar{x} la moyenne de l'estimateur calculée avec un nombre d'événements N. Cette incertitude relative permet de guider l'utilisateur dans l'interprétation des résultats notamment en donnant une première idée de la qualité de la convergence du calcul en fonction de la valeur de r associée au tally.

L'incertitude relative sur la moyenne est considérée par le code comme statistiquement satisfaisante lorsqu'elle est inférieure à 0,1. De plus, en accord avec le théorème central limite, r doit être proportionnelle à $1/\sqrt{N}$.

Notons que pour que le théorème central limite soit vérifié la condition que r soit inférieur à 0,1 est nécessaire mais pas suffisante. Pour cela MCNPX affecte également à chaque tally calculé sur T minutes, un facteur de qualité appelé « Figure Of Merite » (FOM).

- Le facteur de mérite FOM

L'incertitude relative estimée élevée au carré r^2 et le temps total de calcul T, sont respectivement inversement et directement proportionnels au nombre total d'histoires N. par conséquent le produit $r^2 T$ doit demeurer constant dans le calcul MCNPX. Le facteur de mérite, FOM, a été défini ainsi :

$$FOM = \frac{1}{r^2 \times T} \quad (\text{II.4})$$

Ce facteur est un bon indicateur de la fiabilité du résultat du tally, sauf en début de simulation où il subit certaines fluctuations. Plus FOM est grand, meilleure est la rapidité de convergence du calcul.

Ce facteur a trois utilités :

- par un comportement non constant, il signifie que l'intervalle de confiance n'englobe pas la valeur attendue,
- il permet d'optimiser l'efficacité du calcul en réalisant par exemple des tests de calcul avec un faible nombre d'histoire N et divers procédés de réduction de variance,
- il permet d'estimer le temps de calcul nécessaire pour atteindre une valeur désirée de l'incertitude relative sur la moyenne r dans la mesure où $T=1/(r^2 \cdot FOM)$.

La FOM doit avoir un comportement en moyenne constant pour la deuxième moitié du problème et ses fluctuations doivent être compatibles avec le théorème central limite.

▪ La variance de la variance

La variance de la variance, VOV, permet d'assister l'utilisateur dans l'établissement d'intervalles de confiance plus fiables. Elle représente la variance relative estimée de la variance de la moyenne S_x^{-2} et se définit comme suit :

$$VOV = \frac{S^2(S_x^-)^2}{S_x^{-4}} \quad (II.5)$$

où S_x^{-2} est la variance estimée de \bar{x} et $S^2(S_x^-)^2$ la variance estimée de S_x^{-2} .

Elle doit être inférieure à 0,1 et doit décroître proportionnellement à 1/N pour la seconde moitié du problème.

▪ La pente

Elle permet de s'assurer que la variance du tally est finie. Plus précisément, soit f(x) la distribution de probabilité du tally. Sa variance, qui s'écrit $\int_0^{+\infty} (x - \langle x \rangle)^2 f(x) dx$, n'est finie qu'à condition que f(x) reste inférieure à la fonction $(1/x^3)$. En ajustant f(x) par la fonction $(1/x^p)$ sur la queue de la distribution du tally, le test réalisé par MCNPX consiste à s'assurer que $p > 3$.

II.2.1.e. Un exemple de technique de réduction de variance : la sphère « DXTRAN »

Les techniques de réduction de variance jouent un rôle très important pour réduire le temps de calcul et obtenir des résultats entachés d'une incertitude la plus faible possible. Elles visent à consacrer davantage de temps de calcul aux particules qui contribuent au tally en économisant du temps sur celles qui n'y contribuent pas ou peu. Ainsi, soit le résultat est obtenu plus rapidement, soit l'incertitude relative est réduite pour un même temps de calcul. De telles techniques s'imposent par exemple dans le cas où une cellule, représentant un détecteur, couvrant un très faible angle solide a été définie dans le système.

Il existe diverses techniques de réduction de variance dont le principe commun consiste à modifier le poids statistique de certaines particules selon des critères géométriques ou énergétiques. Il est alors possible de produire ou détruire des particules, le résultat de l'estimation du tally étant conservé par une modification du poids de ces dernières.

Dans cette étude, seule la technique de la sphère DXTRAN a été utilisée. Elle consiste à améliorer l'échantillonnage des particules à proximité d'un tally. Typiquement, si les particules ont une faible probabilité de diffuser en direction de la région du tally et de peupler cette dernière, la technique de la sphère DXTRAN peut être utilisée.

Notons que cette technique n'est utilisable que pour les photons et les neutrons.

Le principe de la mise en œuvre de la sphère DXTRAN peut se décrire très schématiquement de la manière suivante. L'utilisateur définit une sphère fictive autour de la région d'intérêt. Lors d'une collision, ayant lieu en dehors de la sphère, une particule spéciale dite « DXTRAN » est créée et transportée (voir figure II.3), sans collisions, de manière déterministe jusqu'à la surface de la sphère. En ce point, elle devient une particule réelle, transportée de manière analogue, dont le poids statistique est réduit d'un facteur prenant en compte la probabilité d'avoir diffusé dans la direction de la sphère et d'y être parvenu sans collision.

La collision est quant à elle traitée de manière analogue, produisant une particule « non DXTRAN » dont les caractéristiques (nature, énergie, direction, etc.) sont échantillonnées sans réduction de son poids. Cependant, afin d'assurer la conservation du volume (ou du poids statistique, ce qui est équivalent ici), la particule « non DXTRAN » est tuée s'il s'avère qu'elle pénètre dans la sphère et réciproquement la particule DXTRAN est tuée si elle sort de la sphère.

De cette façon, le nombre de particules diffusées dans le problème qui vont se diriger vers le tally est augmenté.

Notons qu'en réalité une deuxième sphère, interne, doit être spécifiée par l'utilisateur, mais ce point va au-delà de l'explication de principe présentée ici.

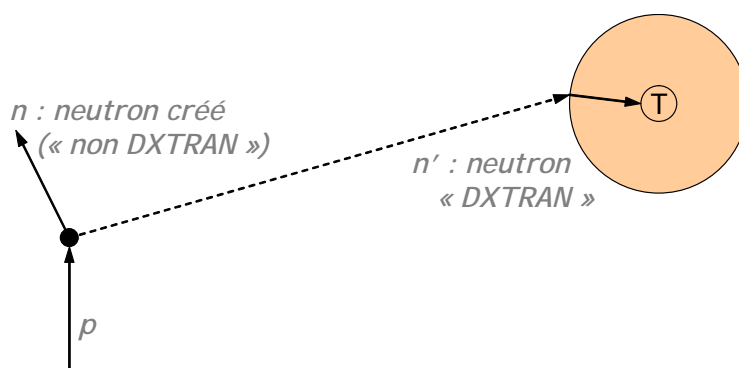


Figure II.3 - Schéma de principe de la sphère DXTRAN pour une réaction nucléaire de type (p,n). Le neutron créé lors de l'interaction (ou particule « non DXTRAN ») est transporté de manière analogue tandis que le neutron dit « DXTRAN » est transporté de manière déterministe, sans collision jusqu'à la sphère entourant le tally T.

II.2.2. Configuration de la ligne et de la salle Y2

II.2.2.a. Géométrie de la ligne de traitement Y2

L'ICPO dispose de deux salles de traitement : la première est réservée aux traitements intracrâniens et la seconde aux traitements ophtalmologiques et aux traitements intracrâniens en position assise. Le faisceau de 73 MeV utilisé pour le traitement des mélanomes oculaires est produit par dégradation du faisceau primaire de 200 MeV, au travers d'un absorbeur de graphite, d'une épaisseur de 12,8 cm, situé sur la voie de faisceau en amont du premier collimateur (C1) [Cosgrove et al. 1997]. Le parcours expérimental du faisceau dégradé est de 4,3 cm dans l'eau, ce qui correspond à une énergie d'environ 75 MeV en entrée de ligne. Le dégradeur en graphite est suivi sur la voie de faisceau de deux aimants de déviation et de deux lentilles de focalisation (verticale et horizontale).

La figure II.4 illustre l'architecture de la ligne dédiée aux traitements ophtalmologiques (appelée également « banc optique ») telle qu'elle est utilisée en clinique à l'ICPO. Elle comprend, depuis la fenêtre de sortie du vide jusqu'à l'isocentre :

- le collimateur C1 de 3 cm de diamètre,
- la chambre à fil ou « profileur du faisceau », qui permet de s'assurer du centrage du faisceau par une étude des barycentres (horizontal et vertical),
- la chambre d'ionisation « Neptune » qui sert de référence en terme de débit de fluence du faisceau, l'intensité du faisceau est d'environ 10 nA au niveau de la chambre et de 0,1 nA en fin de ligne (isocentre).
- le modulateur, permettant la modulation du profil de dose en profondeur
- l'absorbeur appelé « filtre binaire » à l'ICPO, composé de plusieurs plaques de Lexan,
- le diffuseur, assurant l'élargissement radial du faisceau,
- le collimateur C2 de 5 cm de diamètre,
- le mur de blindage en béton,
- le collimateur C3 de 7 cm de diamètre,
- la chambre d'ionisation « MOPI » qui est une chambre à transmission pixélisée servant de référence pour le centrage du faisceau lors des contrôles. En pratique, des profils de faisceaux sont réalisés et le centrage du faisceau est assuré par rapport à la forme des profils et avec les barycentres comme pour le profileur.
- la chambre d'ionisation « Saturne » qui est la chambre monitrice ; elle est étalonnée en termes de dose absolue avec une chambre d'ionisation de référence placée à l'isocentre et permet le comptage des Unités Moniteur (UM). Elle possède également une fonction d'alignement du faisceau puisque cette chambre à 4 secteurs (2 verticaux et 2 horizontaux) permet de détecter les défauts de symétrie du faisceau.
- le collimateur C4 de 4 cm de diamètre,
- un dispositif de blindage en laiton,
- le « nez télescopique »,
- le collimateur personnalisé (C5) de 3 cm de diamètre,

- et la cuve d'eau située au niveau de l'isocentre (position du patient).

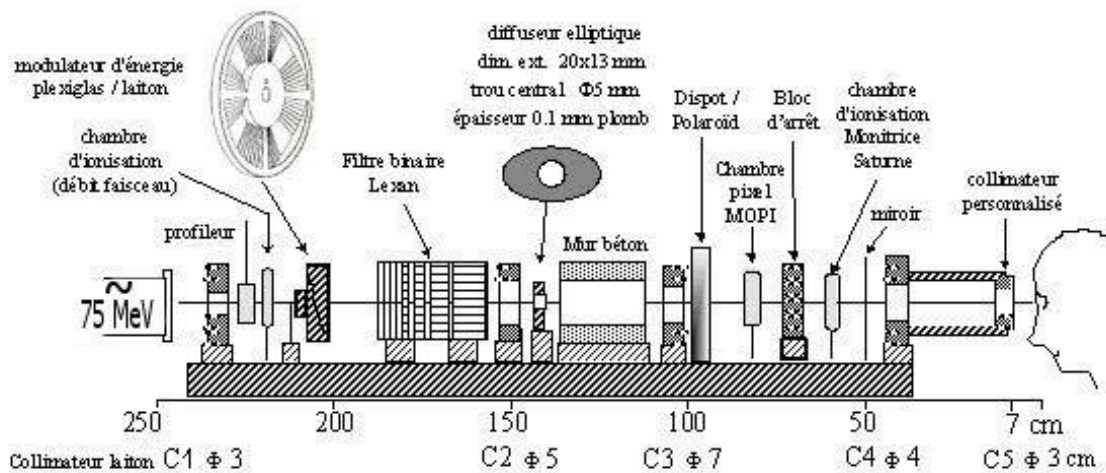


Figure II.4 - Schéma de la ligne dédiée aux traitements ophtalmologiques à l'ICPO

II.2.2.b. La salle de traitement

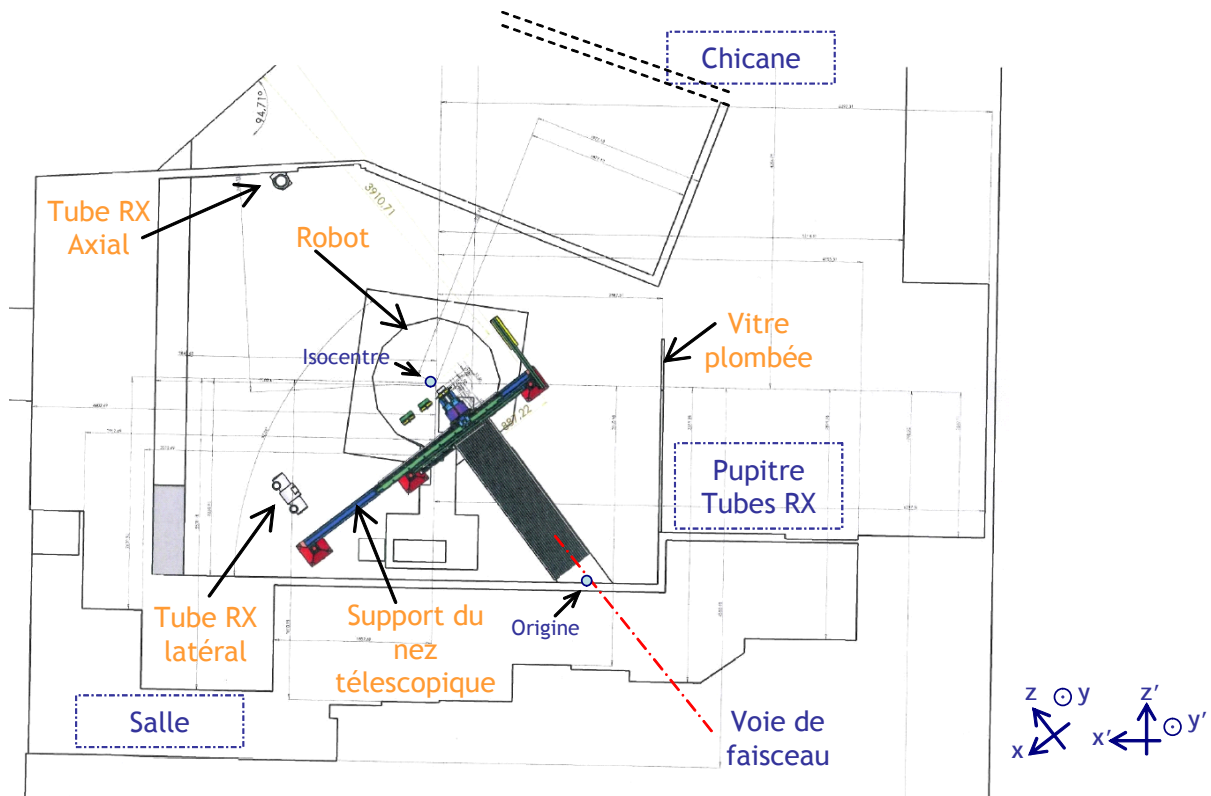


Figure II.5 - Plan annoté de la salle de traitement Y2 comprenant une partie des cotes relevées avec le logiciel AUTOCAD (Autodesk™) pour la construction du modèle avec MCNPX.

La salle Y2 est la plus petite des deux salles de traitement en fonctionnement à l'ICPO. Sur la figure II.5 sont schématisés les différents dispositifs présents dans la salle et les zones importantes. La salle dispose de deux tubes à rayons X (un axial et un latéral) permettant de

réaliser les clichés radiologiques nécessaires au positionnement du patient. Une vitre plombée sépare la zone de traitement du pupitre de commande des tubes à rayons X.

L'origine du modèle de la ligne de traitement a été définie 2 cm en amont du collimateur C1 et la longueur totale du banc optique est de 257 cm. L'isocentre se situe 7,8 cm en aval du collimateur C5. La ligne de traitement proprement dite a été modélisée selon le repère cartésien $R=Oxyz$ (Voir figure II.5). Cependant, un système de coordonnées auxiliaire, $R=lx'y'z'$ indiqué sur la figure II.5, a été créé à l'isocentre pour définir les murs en béton, en placoplâtre, le sol, le plafond, le faux plafond et la vitre plombée. Pour cela, le recours à une carte de transformation de coordonnées dans MCNPX a été nécessaire (carte « TR »).

D'une manière générale, seuls les éléments présents dans la voie de faisceau ont été modélisés, de ce fait le support du nez télescopique n'a pas été modélisé, de même que les tubes à rayons X.

II.2.3. Détermination des paramètres de la source

En raison du processus de dégradation du faisceau originel de 200 MeV au travers du dégradeur en graphite, les caractéristiques spatiales et énergétiques du faisceau à la sortie de ce dernier n'étaient pas connues de façon suffisamment détaillée. Elles ont dû être déterminées expérimentalement et par calcul (analytique et simulation). La connaissance de ces paramètres est en effet essentielle pour l'obtention d'une bonne adéquation entre les données calculées avec le modèle MCNPX et les données mesurées.

II.2.3.a. Elargissement latéral

La distribution latérale du faisceau à l'entrée de la ligne a été mesurée au moyen de plusieurs films radiographiques. La figure II.6 résume le dispositif expérimental.

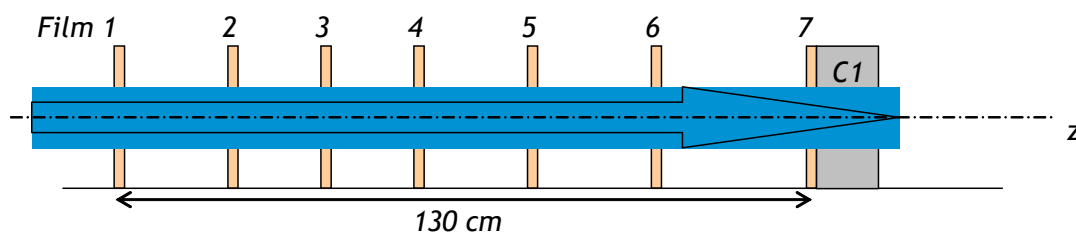


Figure II.6 - Schéma du dispositif expérimental ayant permis la mesure de la distribution latérale du faisceau en début de ligne.

Sept films radiographiques (Kodak EDR-2) ont été placés perpendiculairement à l'axe du faisceau sur une distance de 130 cm en amont du premier collimateur (C1). Après développement des films, des profils de doses (horizontaux et verticaux) ont été tracés sur chacun d'entre eux afin de connaître l'évolution de la tâche faisceau et d'évaluer sa distribution radiale dans ces 2 plans.

II.2.3.b. Distribution en énergie

Initialement, l'élargissement en énergie du faisceau a été approximé avec « l'approximation de Bohr » qui définit le straggling en énergie subit par des particules chargées traversant une cible épaisse par une distribution normale. Cette méthode est décrite dans le rapport n° 49 de la CIUR [ICRU 1993] et se résume par la formule suivante :

$$F(\Delta, s) = \frac{1}{(\Omega\sqrt{2\pi})} \times e^{-\frac{[\Delta-\Delta_{av}]^2}{2\Omega^2}} \quad (\text{II.6})$$

avec :

- $F(\Delta, s)$ la « fonction straggling »,
- Ω^2 la variance,
- Δ la perte d'énergie totale,
- Δ_{av} la perte d'énergie moyenne,
- et s épaisseur du segment traversé en g.cm^{-2} ,

Cette méthode est fiable pour approximer le straggling en énergie par une distribution normale si l'épaisseur de matériau traversée n'entraîne pas une perte d'énergie moyenne, Δ_{av} , supérieure à 80% de l'énergie initiale des particules ; au-delà, $F(\Delta, s)$ n'est plus normale.

La forme de la distribution en énergie du faisceau influe fortement sur la forme du pic de Bragg. En effet, un écart de quelques pourcents sur la valeur de la largeur à mi hauteur de la distribution peut entraîner des écarts significatifs entre les profils de dose en profondeur calculés et expérimentaux. Il en est de même pour l'énergie moyenne, $\langle E \rangle$, du faisceau qui influe sur la profondeur du maximum de dose, Z_{100} .

Pour ces raisons, l'énergie moyenne du faisceau a été ajustée de telle sorte que les profondeurs du maximum de dose, Z_{100} , calculée et mesurée correspondent. De même, la valeur de la largeur à mi hauteur de la distribution en énergie calculée avec la méthode de Bohr a été ajustée de manière à obtenir une bonne correspondance entre la forme des pics de Bragg simulé et mesuré dans le fantôme d'eau.

II.2.3.c Distribution angulaire

La divergence angulaire du faisceau a été approximée par une méthode *ad hoc* ; l'angle du cône d'émission a été modifié pour chaque simulation jusqu'à ce que l'accord entre les profils latéraux calculés et mesurés soit obtenu.

Notons qu'une attention particulière a été accordée à la détermination de l'angle de divergence du faisceau du fait de son importance certaine pour la production de neutrons lors des futures applications de radioprotection de cette étude.

II.3. LE MODELE DE LA LIGNE ET DE LA SALLE

II.3.1. La ligne de traitement Y2

Le banc optique a été modélisé le plus précisément possible. La figure II.7 présente un schéma des constituants du banc optique tels qu'ils ont été définis dans le modèle réalisé avec MCNPX. La vue en 3D a été réalisée avec le logiciel MORITZ (White Rock Science) [Van Ripper 2006].

Tous les éléments dits « modificateurs de faisceau » (collimateurs, modulateur, absorbeur, diffuseur) ont été intégrés. De même les 4 chambres d'ionisation et les éléments de blindage ont été précisément modélisés.

Les éléments de la ligne ont été définis dans MCNPX au moyen de surfaces ou de « macrobodies ». Les surfaces sont par exemple des plans normaux à l'axe, des sphères ou encore des cylindres (il en existe 29 dans MCNPX), définies et combinées pour former des cellules géométriques. Les « macrobodies » sont une manière plus aisée de décrire les formes géométriques dans MCNPX (voir paragraphe II.2.1.a). En utilisant la propriété que chaque point de l'espace peut être repéré selon qu'il est situé d'un côté ou de l'autre de la surface, des opérateurs logiques (OU pour l'union, ET pour l'intersection) permettent de définir les sous-espaces correspondant à chacune des cellules du modèle.

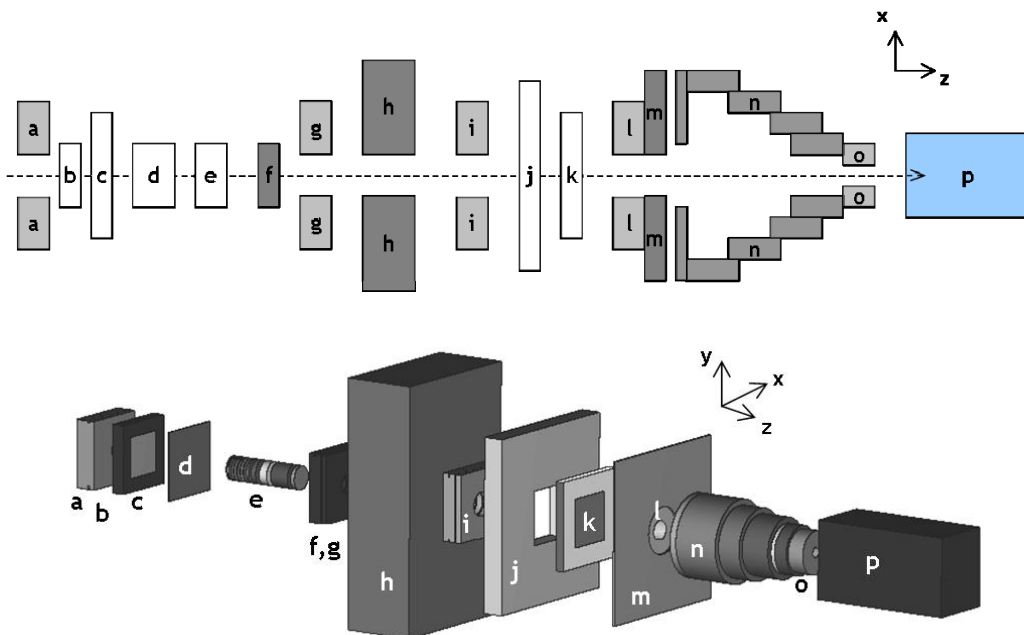


Figure II.7 - Vue schématique et 3D des principaux composants situés dans la ligne de traitement Y2. (a) collimateur C0, (b) profileur (non visible), (c) chambre d'ionisation « Neptune », (d) modulateur, (e) absorbeur (filtre binaire), (f) diffuseur elliptique en plomb, (g) collimateur C2, (h) mur de blindage en béton, (i) collimateur C3, (j) chambre d'ionisation « MOPI », (k) chambre d'ionisation « Saturne », (l) collimateur C4, (m) blindage en laiton, (n) nez télescopique, (o) collimateur C5, (p) fantôme d'eau.

Les matériaux constituant les éléments de la ligne résumés dans le tableau II.2 sont décrits ci-dessous :

- Les dispositifs de collimation sont en laiton.
- La chambre à fil est constituée de 46 fils en tungstène dans le plan vertical et autant dans le plan horizontal. Le corps de la chambre est composé d'acier inoxydable et de nickel ; un gaz mixte d'argon (70%) et de CO₂ (30%) remplit le profileur.
- Les chambres d'ionisation « Neptune » et « Saturne » sont constituées d'un support en aluminium et de deux feuilles de kapton. La chambre d'ionisation MOPI est également en aluminium.
- Le modulateur en plexiglas n'a pas été modélisé dans sa forme réelle, seul un parallélépipède a été défini dont l'épaisseur a été incrémentée à chaque simulation pour correspondre à celle d'un secteur donné.
- Le filtre binaire est composé de 16 plaques de Lexan, d'épaisseurs comprises entre 0,125 mm et 12,8 cm qui, sélectionnées et associées entre elles, permettent d'obtenir des parcours variés pour les traitements.
- Le diffuseur a été défini de manière identique à celui utilisé en clinique c'est-à-dire elliptique de grand axe horizontal, d'une épaisseur de 0,1 mm et percé d'un trou central de 5 mm de diamètre.

Tableau II.2. Composition (par fraction massique) et masse volumique des matériaux composés définis dans le modèle de la ligne de traitement. Les masses volumiques de l'aluminium et du plomb utilisées sont respectivement de 2,699 et 11,37 g.cm⁻³.

Matériaux	H	C	N	O	Ar	Na	Mg	Al ⁽⁷⁾	Si	K	Ca	Fe	Cu	Ga	Pb ⁽⁸⁾	masse volumique [g.cm ⁻³]
Air		0,0001	0,7553	0,2318	0,0128											1,205×10 ⁻³
Laiton ⁽¹⁾													0,585	0,3953	0,0197	8,46
Plexiglass ⁽²⁾	0,0808	0,6		0,3195												1,18
Lexan ⁽³⁾	0,0554	0,7558		0,1888												1,14
Eau ⁽⁴⁾	0,1119			0,8881												1
Béton ⁽⁵⁾	0,0221	0,0025		0,5749		0,0152	0,0013	0,02	0,3046	0,01	0,043	0,0064				2,3
Kapton ⁽⁶⁾	0,0264	0,6911	0,0733	0,2092												1,42

¹Collimateurs, blindages, nez télescopique ; ²Modulateur ; ³Absorbeur ; ⁴Cuve ; ⁵Mur de blindage ; ⁶Chambre d'ionisation Neptune, MOPI et Saturne ; ⁷Nez télescopique, chambres d'ionisations ; ⁸Diffuseur

Notons que la modélisation des 92 fils de Tungstène composant le profileur a été réalisée à l'aide des options « Like » et « but » de MCNPX associées à une carte de transformation appelée « TRCL ». Cette méthode permet dans certaines configurations répétitives de faire apparaître une cellule plusieurs fois dans la structure globale. Dans le cas présent, la cellule représentant un fil de tungstène n'a été définie qu'une seule fois et dupliquée en différentes positions.

La quasi-totalité des compositions des matériaux utilisés dans le modèle et cités dans tableau II.2 sont issues du site du NIST¹⁴ (<http://www.nist.gov/srd/index.htm>).

La complexité de la composition de l'acier inoxydable constituant une partie du profileur ne permettait pas sa présentation dans le tableau II.2. Cet acier inoxydable constituant la majeure partie du corps de la chambre a été implémenté d'après les données du constructeur ; les éléments le composant et les fractions massiques correspondantes sont donnés dans le tableau II.3.

Tableau II.3. Composition de l'acier inoxydable utilisé pour définir une partie du profileur. La masse volumique utilisée pour l'acier inoxydable est de 7,8 g.cm⁻³.

Elément	Isotope	fraction massique
C	12	0,00364
Si	28	0,01792
	29	0,00091
	30	0,00060
P	31	0,00079
S	32	0,00051
Cr	50	0,00856
	52	0,15848
	53	0,01763
	54	0,00430
Mn	55	0,01987
Fe	54	0,04158
	56	0,63454
	57	0,01426
	58	0,00200
Ni	58	0,05145
	60	0,01901
	61	0,00081
	62	0,00253
	64	0,00062

II.3.2. La salle de traitement

Les murs en béton ont été introduits. Les murs en placoplâtre et le faux plafond ont également été définis et leur composition est issue des données fournies par le constructeur. Ces compositions sont données dans le tableau II.4.

Tableau II.4. Composition (par fraction massique) et masse volumique de la vitre plombée et du placoplâtre.

Matériaux	H	O	Si	S	Ca	Ti	As	Pb	masse volumique [g.cm ⁻³]
Vitre plombée	0,16		0,08			0,01	0,00	0,75	2,75
Placoplâtre	0,03	0,51		0,21	0,26				2,5

¹⁴ National Institute of Standards and Technology

La composition du béton utilisée pour les murs est identique à celle utilisée pour le mur de blindage situé sur la ligne de traitement et est donnée dans le tableau II.2.

La salle de traitement fait une taille d'environ 12 mètres de long par 10 mètres de large. La figure II.8 présente 3 coupes de la salle de traitement Y2 prises à l'isocentre. Certaines cotes apparaissent sur les plans vertical et horizontal afin de donner l'ordre de grandeur des dimensions générales de la salle ou encore de l'épaisseur des blindages en béton. Ainsi,

- la hauteur sol - faux plafond est de 2,79 mètres,
- la hauteur sol - plafond est de 7,28 mètres,
- le faux plafond en placoplâtre a une épaisseur de 3 cm,
- les épaisseurs des dalles en béton au sol et au plafond sont respectivement de 60 et 50 cm,
- l'épaisseur moyenne du mur en béton délimitant la chicane est de 2,20 mètres.

La figure II.9 présente 3 vues en trois dimensions du modèle complet de la salle de traitement Y2 (salle + ligne). Les figures ont été réalisées avec le logiciel Sabrina (White Rock Science).

II.3.3. Le faisceau source

II.3.3.a. Elargissement latéral

La figure II.10 présente les images obtenues sur 3 des films utilisés : les films numéro 1, 4 et 7 ; le film 7 est celui placé devant le premier collimateur (C1). Il est clairement visible sur le premier film que la forme du faisceau, 130 cm en amont du premier collimateur, est semblable à un parallélépipède. Une défocalisation verticale et une focalisation horizontale étant appliquées au faisceau, celui-ci évolue pour devenir elliptique en entrée de ligne au niveau du collimateur C1 (film 7).

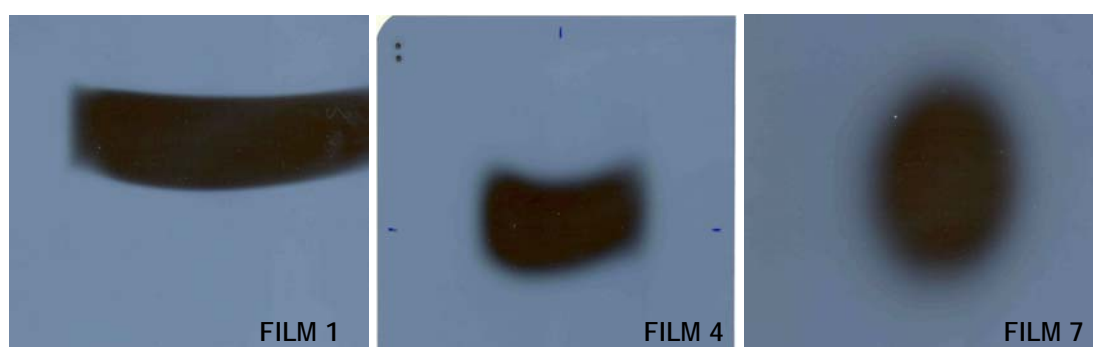


Figure II.10 - Visualisation des films radiographiques numéro 1, 4 et 7 après développement.

La figure II.11 montre les différents profils de dose réalisés pour mesurer l'élargissement du faisceau dans les plans vertical et horizontal. Le profil horizontal du faisceau sur le film 1 n'est pas représenté du fait d'un problème de centrage du film lors de la manipulation.

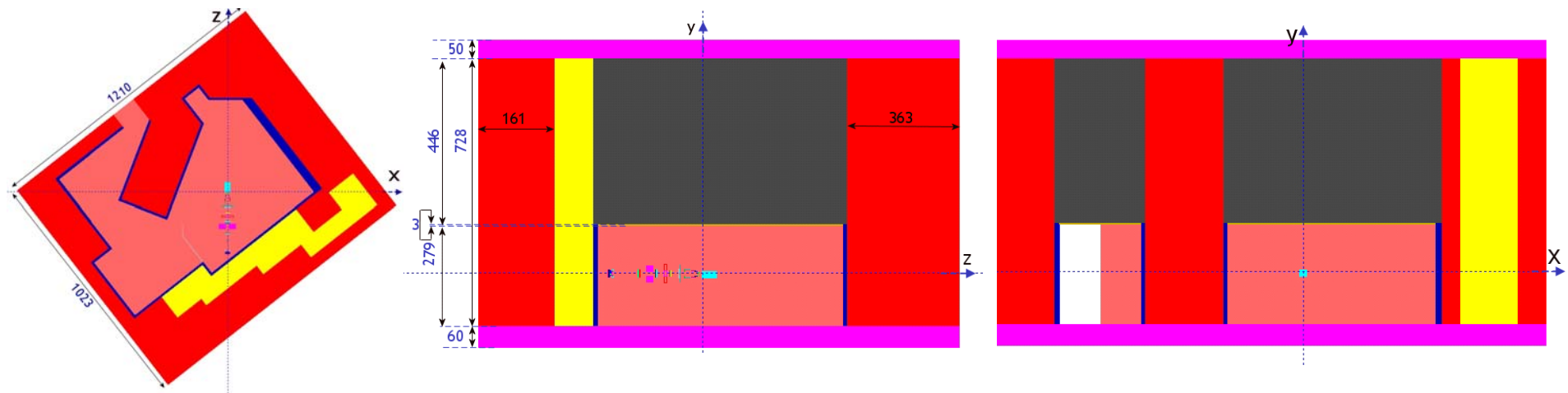


Figure II.8 - Coupes (horizontale, verticale et axiale) du modèle la salle de traitement Y2. Les plans sont pris à l'isocentre ; unité : cm.

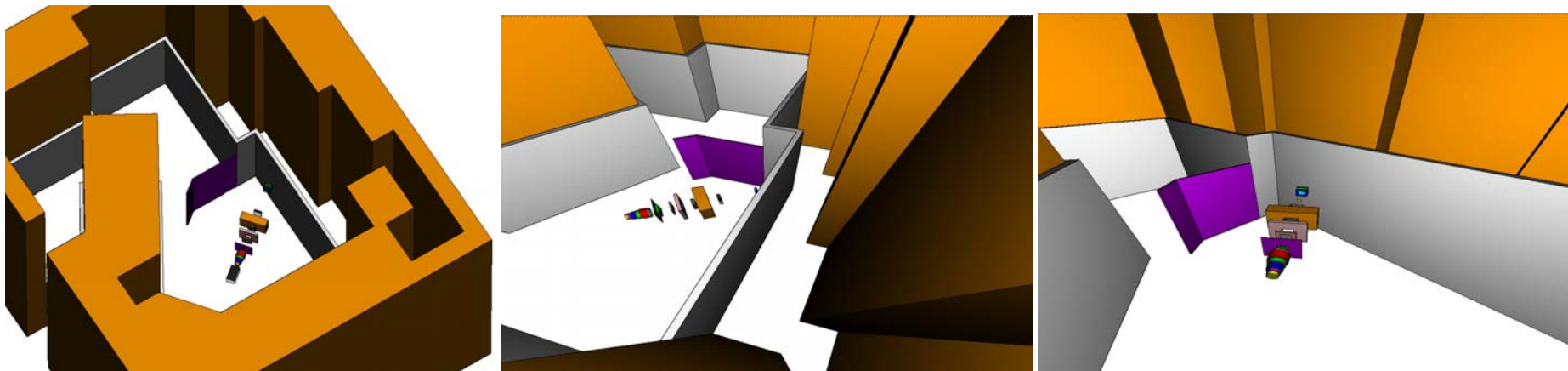


Figure II.9 - Vues en 3 dimensions de la salle de traitement Y2. Le sol, le plafond et le faux plafond ne sont pas représentés.

La visualisation des profils superposés illustre les effets de défocalisation horizontale et de focalisation verticale appliquées au faisceau. L'effet de focalisation horizontale est particulièrement notable et plus important que la défocalisation verticale. En effet, la largeur du faisceau (axe horizontal) évolue rapidement entre les films 2 et 7 et la distribution du faisceau est proche d'une loi normale au niveau du dernier film. A contrario, sa hauteur (axe vertical) est d'évolution plus lente et la distribution de forme est proche d'une loi normale dès le second film.

La figure II.11.c représente les profils du faisceau, dans les deux plans, au niveau du film numéro 7. La largeur et la hauteur du faisceau au niveau de ce film, collé à la face d'entrée du collimateur C1, ont été choisies pour définir la distribution latérale du faisceau dans le modèle.

Ainsi dans le modèle, une tâche faisceau elliptique de grand axe vertical a été définie en entrée de ligne. Les distributions horizontale et verticale associées ont été choisies normales et de largeur à mi-hauteur respectivement égales à 1,75 et 2,5 cm.

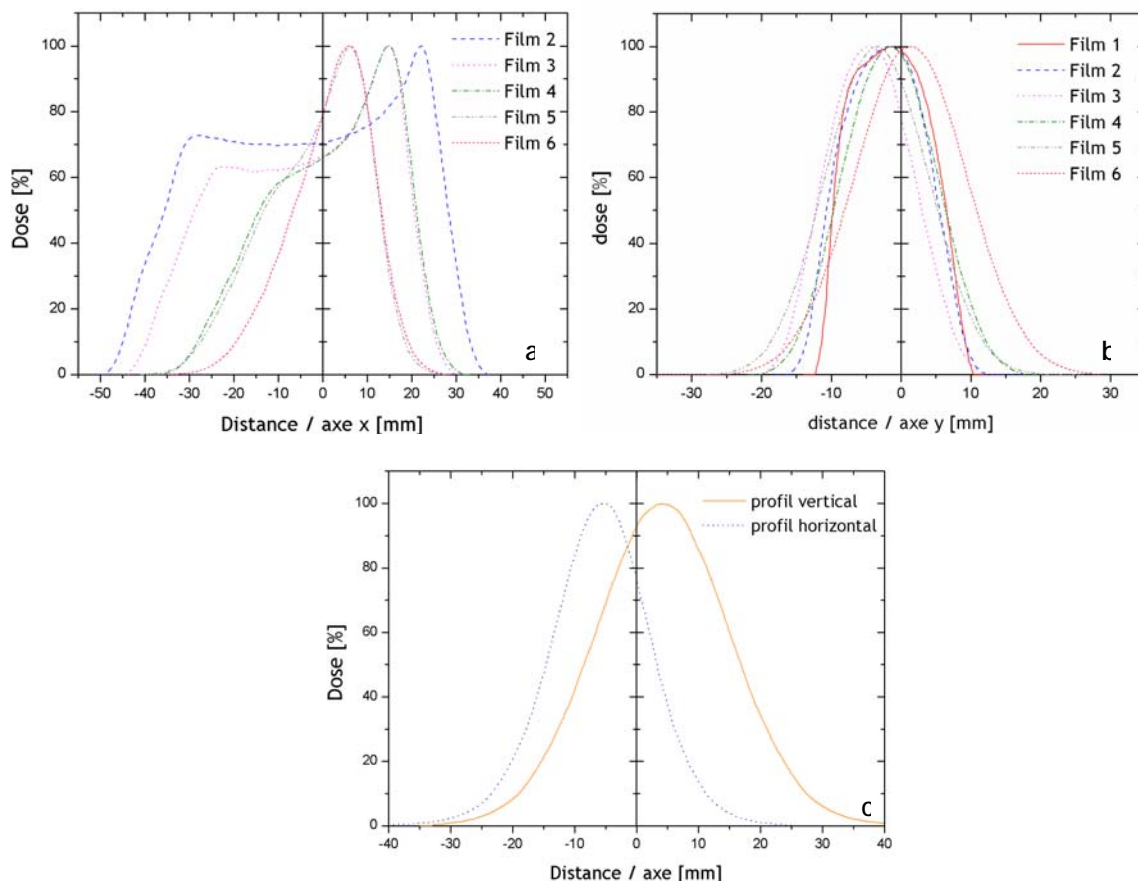


Figure II.11 - Profils de dose mesurés sur les films radiographiques. a) profils horizontaux pour les films 2 à 6 ; b) profils verticaux pour les films 1 à 6 ; c) profils horizontal et vertical pour le film 7.

II.3.3.b. Distribution en énergie

Comme il l'a été vu au paragraphe II.2.3.b l'énergie moyenne et la largeur à mi-hauteur de la distribution ont été ajustées de manière à obtenir une bonne concordance entre les profils de dose en profondeur calculés et mesurés.

L'énergie moyenne de la distribution a été estimée à $\langle E \rangle = 75,3$ MeV. Cette valeur permet d'obtenir une bonne adéquation sur la profondeur du maximum de dose, Z_{100} .

La largeur à mi-hauteur de la distribution en énergie a été estimée grâce à la méthode de Bohr à 4,52 MeV ; il s'est avéré que pour obtenir une forme de pic de Bragg simulé concordant avec la forme du pic expérimental, cette valeur a dû être ajustée à 4,75 MeV et son échantillonnage restreint à ± 1 écart type autour de la moyenne.

II.3.3.c. Distribution angulaire

La valeur de la divergence angulaire du faisceau, essentielle pour l'obtention d'une bonne reproduction des profils latéraux, a été évaluée à 28 milliradians. La source a donc été implémentée isotrope, restreinte à un cône de pleine ouverture, $\Delta\theta = 28$ mrad.

La figure II.12 donne un aperçu de l'influence de l'angle d'émission du faisceau sur la forme de la distribution latérale de la dose. Sur cette figure est représentée la distribution calculée de l'énergie déposée par des protons de 75 MeV dans un plan vertical au fantôme d'eau. Cette distribution a été calculée à l'aide d'un Mesh Tally (voir paragraphe II.2.1.c).

Le dépôt d'énergie obtenu avec un angle $\Delta\theta$ égal à 28 mrad est relativement uniforme dans le plan vertical. En outre, si l'angle de divergence spécifié est trop important, la proportion de protons diffusant sur les éléments de la ligne augmente. Ces protons d'énergie plus faible viennent peupler les bords du faisceau et le dépôt d'énergie en profondeur n'est plus uniforme (figure II.12.b) ; en l'occurrence celui-ci sera supérieur sur les bords du champ à celui obtenu sur l'axe du faisceau.

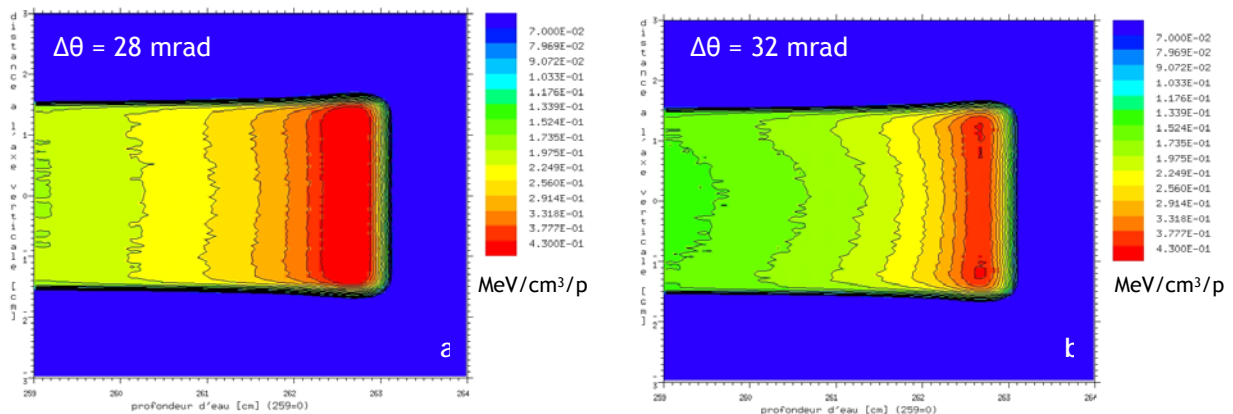


Figure II.12 - Distribution de l'énergie déposée par le faisceau de proton dans un plan vertical au fantôme d'eau : a) simulation réalisée avec un angle d'émission $\Delta\theta$ égal à 28 mrad ; b) simulation réalisée avec un angle d'émission $\Delta\theta$ égal à 32 mrad.

Unité de l'échelle de couleur : MeV/cm³/proton.

II.4. CONCLUSION

Le code MCNPX a été utilisé pour modéliser la ligne de protonthérapie dédiée aux traitements ophtalmologiques (ligne Y2). La quasi-totalité des éléments présents sur la voie de faisceau ont été intégrés et une attention particulière a été portée sur les choix des matériaux, notamment pour les dispositifs pouvant être à l'origine de la production de particules secondaires (neutrons). Les murs (blindages en béton, murs en placoplâtre, sols, plafond, etc) constituant la salle de traitement Y2 ont également été intégrés au modèle.

Les paramètres du faisceau source utilisé dans la salle Y2, obtenu par dégradation du faisceau primaire de 200 MeV, étaient initialement mal connus et ont dû être déterminés expérimentalement (distributions latérales) ou bien à l'aide de simulations (distributions en énergie et angulaire).

Avant de pouvoir utiliser le modèle ainsi réalisé pour des applications de radioprotection du patient, ce dernier a été validé expérimentalement. Dans le chapitre suivant, la validation expérimentale du modèle du point de vue de la dose déposée par le faisceau de protons dans un fantôme d'eau est exposée.

CHAPITRE III
VALIDATION EXPERIMENTALE DU
MODELE : LA DOSE DEPOSEE PAR LES
PROTONS DANS UN FANTOME D'EAU

III.1. INTRODUCTION

Suite à la modélisation de la ligne et de la salle Y2, décrite dans le chapitre précédent, il a été nécessaire de s'assurer que le modèle réalisé avec MCNPX était une représentation fidèle du faisceau utilisé en clinique à l'ICPO. Ainsi, la première étape de validation expérimentale a été axée sur la comparaison des distributions de dose en profondeur déposée par les protons dans un fantôme d'eau. Trois types de profils de dose ont été réalisés : des profils de dose latéraux, des profils de dose en profondeur dits « natifs » (non modulés) et un profil de dose en profondeur modulé. Les mesures ont ensuite été comparées aux simulations et les écarts ont été quantifiés.

Notons que cette étape de validation du modèle, exposée dans ce chapitre, a fait l'objet d'une présentation orale lors d'une conférence internationale [ICRS 11] et un article relatif à cette étude est également sous presse dans la revue *Nuclear Technology* [Martinetti et al. 2009] ; cet article est présenté dans l'annexe B.

III.2. MATERIEL ET METHODE

III.2.1. Mesure de la dose déposée par les protons dans l'eau

III.2.1.a. Conditions expérimentales

Toutes les mesures ont été réalisées au moyen d'une chambre d'ionisation montée sur un système robotisé permettant un balayage automatique en profondeur dans la cuve d'eau. Un pas de 0,2 mm a été choisi pour la mesure des trois types de profil de dose.

Les résultats sont donnés avec une incertitude de $\pm 2\%$ (2 écarts types, $k=2$). Cette incertitude est fortement liée à la vitesse de balayage et au temps d'intégration réduit pour chaque point de mesure.

L'intérêt principal de cette étude a été d'évaluer la capacité du modèle à reproduire les mesures expérimentales sous différentes conditions de diffusion. Pour atteindre ce but, trois conditions expérimentales (CE), résumée dans le tableau III.1, ont été étudiées.

Tableau III.1 - Conditions expérimentales (CE) pour la mesure des profils de dose latéraux et des profils de dose en profondeur natifs. Le tableau liste l'épaisseur d'absorbeur (Lexan) introduite dans la ligne et les parcours Z_{p80} et Z_{100} correspondants.

Condition Expérimentale (CE)	épaisseur d'absorbeur (Lexan) [mm]	Parcours [mm]	
		Z_{p80}	Z_{100}
CE1	0	42,17	40,82
CE2	5	36,67	35,15
CE3	15	25,72	24,38

La première, CE1, a été réalisée sans absorbeur, tandis que des épaisseurs de Lexan de 5 et 15 mm ont été introduites dans la voie de faisceau pour les deux autres conditions expérimentales, respectivement CE2 et CE3. Pour chaque CE, un profil de dose en profondeur et deux profils latéraux (vertical et horizontal) ont été mesurés.

Le tableau III.1 liste également les parcours Z_{p80} et Z_{100} correspondant à chaque épaisseur de Lexan. Le profil de dose en profondeur modulé a été réalisé avec une épaisseur de Lexan de 15 mm.

III.2.1.b. Profils de dose en profondeur « natifs »

Selon les recommandations du protocole TRS 398 [IAEA 2000], les mesures des profils de dose en profondeur ont été réalisées avec une chambre d'ionisation plate (IBA Scanditronix Wellhöfer) de volume actif 46 mm^3 .

Notons que la mesure des profils de dose en profondeur dans la cuve d'eau n'est possible en pratique qu'après les 1 cm de plexiglas constituant la paroi de la cuve ; ainsi, en tenant compte de cette épaisseur mais également de la paroi de 0,1 cm de la chambre, le premier point de mesure des profils est donné pour une profondeur de 13,66 mm. Pour calculer cette profondeur réelle équivalente d'eau la masse volumique du plexiglas a été choisie égale à $\rho_{\text{plexi}}=1,19 \text{ g.cm}^3$ et la masse volumique de la paroi de la chambre d'ionisation en « Shonka C552 » (matériau en plastique équivalent air) est de $\rho_{\text{C552}}=1,76 \text{ g.cm}^3$.

L'incertitude sur le positionnement de la chambre a été évaluée à 0,05 cm.

III.2.1.c. Profil de dose en profondeur modulé en conditions de traitement



Figure III.1 - Photographie du collimateur de référence, « M8L8 », composé de 14 secteurs en plexiglas dont deux sont cachés par du laiton.

La chambre d'ionisation plate a également été employée pour la mesure du profil de dose en profondeur modulé. L'étalement du pic de Bragg a été effectué au moyen du modulateur dit de référence c'est-à-dire celui employé pour les contrôles de qualité de dosimétrie relative à l'ICPO. Ce modulateur, appelé « M8L8 », est présenté sur la figure III.1 et ses caractéristiques sont résumées dans le tableau III.2. Il comporte 14 secteurs de plexiglas dont les deux plus épais

(secteurs 13 et 14) sont recouverts par une épaisseur de laiton de 1,5 cm lors de son utilisation (voir figure III.1).

Tableau III.2 - Caractéristiques du modulateur de référence, « M8L8 », utilisé lors des mesures. Les secteurs 13 et 14 sont recouverts par le laiton lors de son utilisation (les coefficients d'angle sont définis comme la fraction de 2π représentée par chacun des secteurs).

Secteur	Epaisseur de plexiglass [mm]	Coefficient d'angle
1	0	0,341
2	2	0,034
3	2,8	0,082
4	3,8	0,025
5	5	0,066
6	6,2	0,044
7	7,4	0,047
8	8,6	0,049
9	9,8	0,046
10	11,0	0,050
11	12,2	0,046
12	13,4	0,051
13	14,6	0,056
14	15,8	0,064

III.2.1.d. Profils de dose latéraux

Une chambre d'ionisation cylindrique de volume actif égal à 10 mm^3 a été utilisée pour la mesure des profils de dose latéraux. Les mesures ont été réalisées à la profondeur 50% (Z_{p50}) et avec un collimateur final (C5) de 3 cm de diamètre.

III.2.2. Calcul de la dose déposée par les protons dans l'eau

III.2.2.a. Modulation du Pic de Bragg

Comme il l'a été précisé précédemment (voir paragraphe II.1.3), le code de calcul Monte Carlo MCNPX ne prend pas en compte de géométrie évolutive au cours du temps. Ainsi, le processus de modulation du profil de dose en profondeur a été simulé de la manière suivante :

- le modulateur a été modélisé par une simple cellule parallélépipédique de plexiglas (voir figure II.5),
- son épaisseur a été immodifiée pour chaque simulation afin qu'elle corresponde à un secteur donné du modulateur,
- douze simulations de profil de dose en profondeur ont été réalisées correspondant aux 12 secteurs de plexiglas du modulateur.

Notons que les simulations correspondant aux secteurs 13 et 14 n'ont pas été réalisées. En effet, ces deux derniers secteurs, cachés par le laiton, entraînent l'arrêt total du faisceau.

Au final, le profil de dose en profondeur modulé, $D(z)$, est obtenu en additionnant la contribution individuelle pondérée de chaque profil de dose en profondeur réduit, $D_i(z)$:

$$D(z) = \sum_{i=1}^n p_i D_i(z) \quad (\text{III.1})$$

Avec :

- p_i , le facteur de pondération pour le profil de dose en profondeur réduit, i ,
- n , le nombre total de profil de dose en profondeur (12 dans ce cas),

En pratique, les facteurs de pondération correspondant à chaque secteur de modulateur sont pris comme le produit du coefficient d'atténuation par le coefficient d'angle du secteur. Ces deux coefficients sont donnés dans le tableau III.2. Dans le cas d'un calcul de profil de dose en profondeur modulé avec MCNPX, l'atténuation du faisceau au travers d'un secteur est simulée par le code Monte Carlo, ainsi, la pondération des profils de dose en profondeur réduits a été réalisée avec les coefficients d'angle uniquement.

III.2.2.b. Paramètres de calcul

Afin de réaliser une validation détaillée, le modèle a été évalué sur la reproduction des profils de doses mesurés pour chaque CE.

La méthode des « Mesh Tally » (voir paragraphe II.2.1.c) a été utilisée pour calculer le dépôt d'énergie dans le fantôme d'eau modélisé. Des grilles cylindriques de $0,16 \text{ cm}^3$ de volume ont été définies pour le calcul de la dose le long de l'axe du faisceau (profils de dose en profondeur), tandis que des grilles rectangulaires composés d'éléments de volume de 2 mm^3 ont été choisies pour le calcul du dépôt de dose le long des axes latéraux (profils vertical et horizontal). La dose absorbée relative a été calculée avec un pas de $0,05 \text{ cm}$ pour les deux types de profil de dose.

Tous les calculs ont été réalisés à l'aide d'un cluster de 26 nœuds, chacun étant constitué d'un processeur de 3 GHz opérant sous Linux (Redhat). Ce cluster permet de réaliser un calcul avec 10^6 protons source en environ une heure. Pour obtenir une incertitude statistique inférieure à 2%, le nombre de particules suivies était de $3 \cdot 10^6$ et de $60 \cdot 10^6$ respectivement pour les profils de dose en profondeur et latéraux.

III.2.2.c. Transport des particules

Les protons, photons et neutrons ont été transportés au cours des simulations. Du fait de la nette augmentation du temps de calcul lorsque le transport des électrons est activé, ces derniers n'ont pas été suivis.

Pour les protons, la librairie de sections efficaces LA150H a été choisie de même que le

modèle de straggling en énergie basé sur la théorie de Vavilov [Vavilov 1957]. Lorsque ce dernier n'est pas spécifié dans le code, les calculs sont effectués avec l'approximation CSDA¹⁵ qui reste moins sophistiquée pour décrire les fluctuations statistiques d'interactions des protons avec les électrons [Hérault et al. 2005]. Il est important de noter que la librairie LA150H n'est pas disponible pour tous les matériaux définis dans le modèle. En conséquence, l'option « Mix and Match » de MCNPX a été utilisée de manière à ce que la librairie soit automatiquement utilisée lorsque les sections efficaces sont disponibles pour le matériau considéré ou bien que les modèles physiques (Bertini-Dressner dans notre cas) soient invoqués dans le cas contraire.

La librairie LA150N a été utilisée pour les neutrons et la librairie MCPLIB04 pour les photons.

III.3. RESULTATS

III.3.1. Comparaison calcul/mesure de la distribution de dose dans l'eau

III.3.1.a. Profils relatifs de dose en profondeur

Sur la figure III.2 sont représentés les profils de doses en profondeur natifs calculés avec Monte Carlo (MC) et mesurés avec la chambre d'ionisation (CI), normalisés à 100% au maximum. Les profils de dose en profondeur non modulés correspondants aux trois CE (0, 5 et 15 mm de Lexan) sont représentés. Les caractéristiques de ces profils de dose en profondeur en termes de parcours (Z_{100} dans ce travail), largeurs ($Z_{p90} - Z_{d90}$ et $Z_{p50} - Z_{d50}$) et pénombre ($Z_{d80} - Z_{d20}$) sont comparées dans le tableau III.3.

L'accord général entre Z_{100} calculé et mesuré est bon. En effet, les écarts sont inférieurs à 3% pour les trois cas considérés ce qui se traduit par des différences entre les valeurs du Z_{100} calculées et mesurées inférieures à 1 mm. Il semble que l'augmentation de l'épaisseur de Lexan entraîne une légère surestimation de la profondeur du maximum de dose par MC.

Deux largeurs différentes ont été étudiées, la distance entre le 90% proximal et distal ($Z_{p90} - Z_{d90}$) de même que celle entre le 50% proximal et distal ($Z_{p50} - Z_{d50}$). Pour ces deux caractéristiques, les différences entre les mesures et les simulations restent inférieures ou égales à 0,5 mm pour toutes les CE. La largeur $Z_{p90} - Z_{d90}$ mesurée augmente légèrement avec l'épaisseur d'absorbeur tandis que cette même largeur calculée diminue avec l'augmentation de l'épaisseur de Lexan.

Concernant la pénombre distale des pics de Bragg, choisie comme la distance entre le 80% distal et le 20% distal ($Z_{d80} - Z_{d20}$), les calculs sont en accord à 0,1 mm près avec les valeurs mesurées.

¹⁵ Continuous Slowing Down Approximation

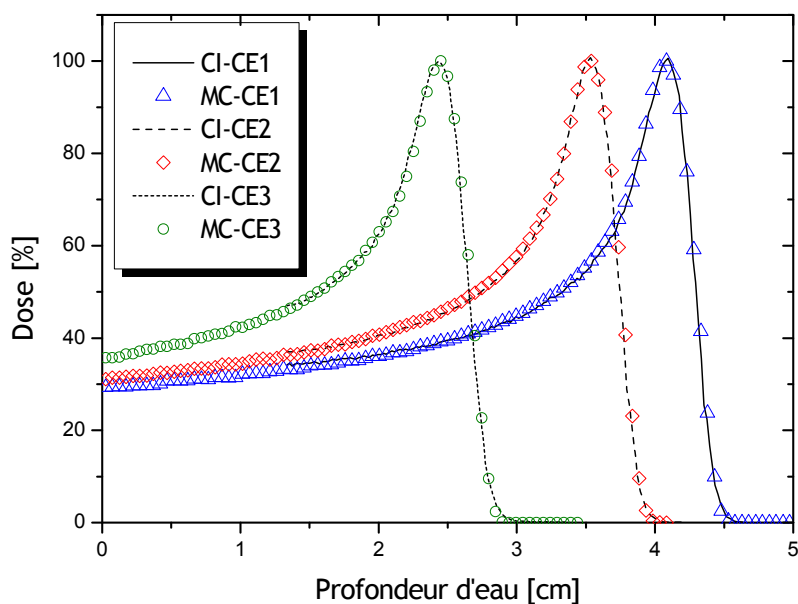


Figure III.2 - Profils relatifs de dose en profondeur dans l'eau pour diverses épaisseurs de Lexan mesurés avec la chambre d'ionisation (CI) et calculés par Monte Carlo (MC)

Tableau III.3 - Paramètres dosimétriques des profils de doses en profondeur calculés (MC) et mesurés (CI) pour les différentes Conditions Expérimentales (CE) étudiées ; le tableau liste le parcours Z_{100} correspondant à la profondeur du 100%, deux largeurs de pic de Bragg ($Z_{p90} - Z_{d90}$ and $Z_{p50} - Z_{d50}$) et la pénombre distale, choisie comme la distance entre le 80% et le 20% distal.

	LEXAN [mm]	Source	Parcours		Largeurs				Pénombre	
			Z_{100} [mm]	Diff.* [%]	$Z_{p90} - Z_{d90}$ [mm]	Diff.* [%]	$Z_{p50} - Z_{d50}$ [mm]	Diff.* [%]	$Z_{d80} - Z_{d20}$ [mm]	Diff.* [%]
CE1	0	MC	40.8	-0.5	2.4	17	10.1	5	1.8	6
		CI	41.0		2.0		9.6		1.7	
CE2	5	MC	35.4	0.9	2.2	8	10.6	4	1.8	6
		CI	35.1		2.1		10.1		1.7	
CE3	15	MC	25.0	2.5	2.1	-4	11.1	0	1.8	6
		CI	24.4		2.2		11.1		1.7	

* Diff = (MC - CI)/CI

III.3.1.b. Profils absolus de dose en profondeur

Bien que les profils de dose en profondeur discutés précédemment soient correctement reproduits par le modèle en valeur relative, des écarts sont observés en ce qui concerne la hauteur absolue des pics de Bragg entre les conditions CE1, CE2 et CE3. Ceci peut être observé sur la figure III.3 où les profils de dose en profondeur calculés et mesurés des conditions CE2 et CE3 sont normalisés par rapport à la condition CE1.

Expérimentalement, une diminution de la hauteur maximale du pic de Bragg de 15% et 41% est constatée respectivement entre les conditions CE1 et CE2 et CE1 et CE3, tandis que qu'une réduction de 21% et 52% est observée avec les simulations. Ainsi, en considérant la condition CE1

comme référence pour la normalisation des calculs, ceci signifie que le modèle sous estime la hauteur des profils de dose en profondeur pour les conditions CE2 et CE3 respectivement de 7% et 18%.

Ces écarts sont en partie dus à une transmission du faisceau de protons le long de la ligne de traitement qui doit être améliorée dans le modèle. En effet, il a été reporté [Hérault et al. 2005 ; Stankovskiy et al. 2009] que le code MCNPX présente une surestimation de la diffusion coulombienne multiple, ce qui se traduit dans les simulations par une surestimation de la diffusion du faisceau. Dans ce cas, ce point suggère que les déflexions angulaires des protons incidents sont trop importantes et cette surestimation est d'autant plus grande que l'épaisseur d'absorbeur augmente.

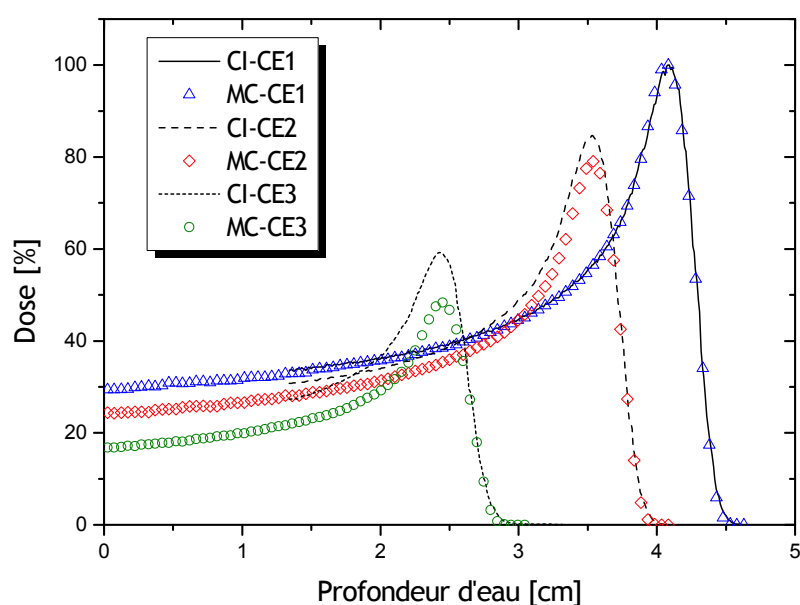


Figure III.3 - Profils absolus de dose en profondeur dans l'eau pour diverses épaisseurs de Lexan mesurés avec la chambre d'ionisation (CI) et calculés par Monte Carlo (MC). Pour le calcul et la mesure, les profils de dose obtenus pour les conditions expérimentales 2 et 3 (CE2 et CE3) ont été normalisés par rapport à la condition 1 (CE1).

III.3.1.c. Profil de dose en profondeur modulé en conditions de traitement

Le profil de dose en profondeur modulé, mesuré avec la chambre d'ionisation et calculé avec MCNPX, est présenté sur la figure III.4. Le modulateur « M8L8 » et une épaisseur de Lexan de 15 mm dans la voie de faisceau sont représentatifs des conditions généralement utilisées pour les traitements ophtalmologiques.

La correspondance entre les deux profils est satisfaisante. Sur la région correspondant au pic de Bragg étalé l'écart entre le calcul et la mesure est inférieur à 3%. On remarque une augmentation de la dose au niveau de la partie distale du profil expérimental. Cette augmentation distale de la dose formant une légère « bosse » est fréquemment observée expérimentalement lors

des contrôles quotidiens du faisceau et est due à une contribution trop importante du secteur 1 du modulateur (voir tableau III.2) au pic de Bragg modulé. Cette augmentation n'est pas exactement reproduite par le calcul MC et un écart maximal de 3% est observé à ce niveau.

Comme pour les profils de dose en profondeur « natifs », la pénombre distale, $Z_{d80} - Z_{d20}$, est relativement bien reproduite par le calcul et la différence est inférieure au millimètre. Enfin, le calcul avec MCNPX sous-estime légèrement la dose à partir de la profondeur $z=2,8$ cm. Des perturbations sont créées à ce niveau dans le milieu lors d'une mesure locale avec une chambre d'ionisation. Ce type de perturbation n'est pas pris en compte avec le modèle et peut expliquer ces sous-estimations.

Bien que le code surestime la diffusion multiple, le profil modulé reste lui correctement reproduit. Ce profil présente une modulation qui s'étale entre 1 et 2,5 cm, soit une épaisseur maximum introduite de 1,5 cm par rapport au pic de normalisation. Sur la figure III.3, l'épaisseur introduite entre le pic de normalisation CE1 et le pic proximal CE3 est de 2,0 cm. L'effet maximum prévisible en termes de déficit de dose est alors nécessairement borné par une valeur de 41% puisque l'épaisseur introduite est moindre. Mais la raison principale à l'origine du fait que le pic modulé reste peu affecté est que dans la contribution au pic modulé des différentes épaisseurs incrémentales (cf. tableau III-2) le poids du pic le plus profond est très largement prépondérant. Au final l'effet attendu est une légère pente que l'on peut observer en normalisant les résultats pour le pic le plus proximal.

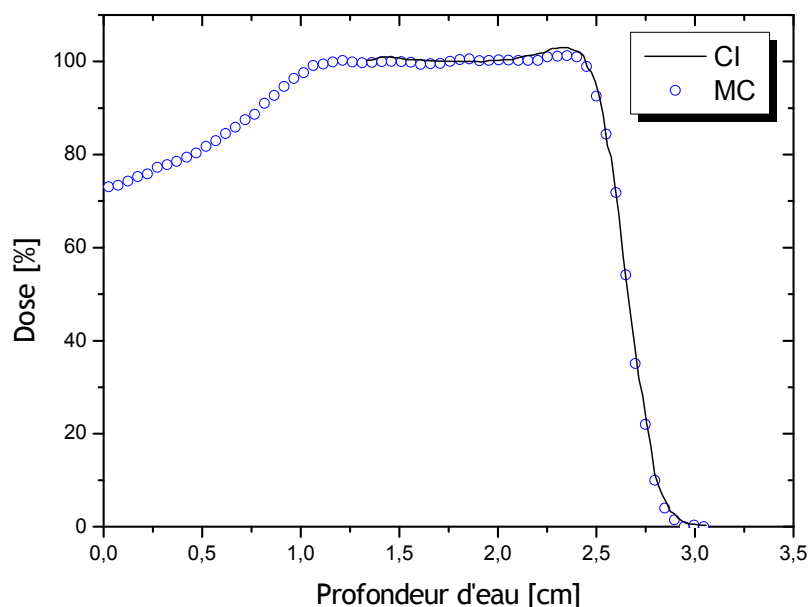


Figure III.4 - Profil de dose en profondeur modulé dans l'eau obtenu avec le modulateur « M8L8 » et une épaisseur d'absorbant de 15 mm ; Mesuré avec la chambre d'ionisation (CI) et calculé par Monte Carlo (MC).

III.3.1.d. Profils latéraux

Les profils de dose, calculés avec Monte Carlo (MC) et mesurés avec la chambre (CI) à la profondeur du 50% (Z_{p50}) sont représentés sur la figure III.5. Deux profils par CE sont représentés : un vertical (selon x) et un horizontal (selon y).

Les profils de dose simulés et mesurés présentent un bon accord général. Une comparaison quantitative est faite dans le tableau III.4 en termes de largeur et de pénombre latérale. Deux largeurs ont été étudiées, les distances entre les niveaux de doses 90% - 90% et 50% - 50%. La pénombre latérale a été choisie comme la distance entre les 80% et 20% de la dose latérale ($Z_{d80} - Z_{d20}$).

Tableau III.4 - Paramètres dosimétriques des profils de doses latéraux calculés (MC) et mesurés (CI) pour les différentes Conditions Expérimentales (CE) étudiées ; le tableau liste deux largeurs de champs (90% - 90% et 50% - 50%) et la pénombre latérale, choisie comme la distance entre le 80% et le 20% latéral.

	LEXAN [mm]	Orientation	Source	Largeurs de champs				Pénombres	
				90% - 90% [mm]	Diff* [%]	50% - 50% [mm]	Diff* [%]	80% - 20% [mm]	Diff* [%]
CE1	0	Horizontal	MC	28.3	0.5	30.6	1.2	1.8	-9
			CI	28.2		30.3		2.0	
		Vertical	MC	29.0	1.2	31.1	0.3	1.7	-6
			CI	28.6		31.0		1.8	
CE2	5	Horizontal	MC	29.0	1.5	31.0	-0.2	1.3	-22
			CI	28.5		31.1		1.7	
		Vertical	MC	29.2	1.3	30.9	1.0	1.5	-12
			CI	28.8		30.6		1.7	
CE3	15	Horizontal	MC	29.2	3.0	31.0	0.5	1.1	-28
			CI	28.4		30.8		1.6	
		Vertical	MC	29.3	4.0	31.0	1.5	1.2	-29
			CI	28.2		30.5		1.6	

* Diff = (MC - CI)/CI

Concernant les largeurs de champ, les différences entre MC et IC sont inférieures à 0,8 mm excepté sur les largeurs 90% - 90% de la CE3 pour laquelle les différences atteignent 0,8 et 1,1 mm, respectivement pour le profil horizontal et vertical. Cette largeur est surestimée par le calcul Monte Carlo pour toutes les CEs. Les écarts sur cette largeur de champ s'accroissent d'ailleurs lorsque l'épaisseur d'absorbeur augmente. Ces différences sont en partie liées à la limite de résolution de la chambre d'ionisation utilisées pour la mesure des profils latéraux. Cette surestimation systématique de la largeur 90% - 90% par les calculs lorsque l'épaisseur de Lexan augmente semble accentuer les différences mais celles-ci sont également en partie attribuables à la légère asymétrie observable sur les profils expérimentaux. Les variations constatées entre les différents ECs sur la largeur 50% - 50% sont trop faibles pour en déduire une tendance.

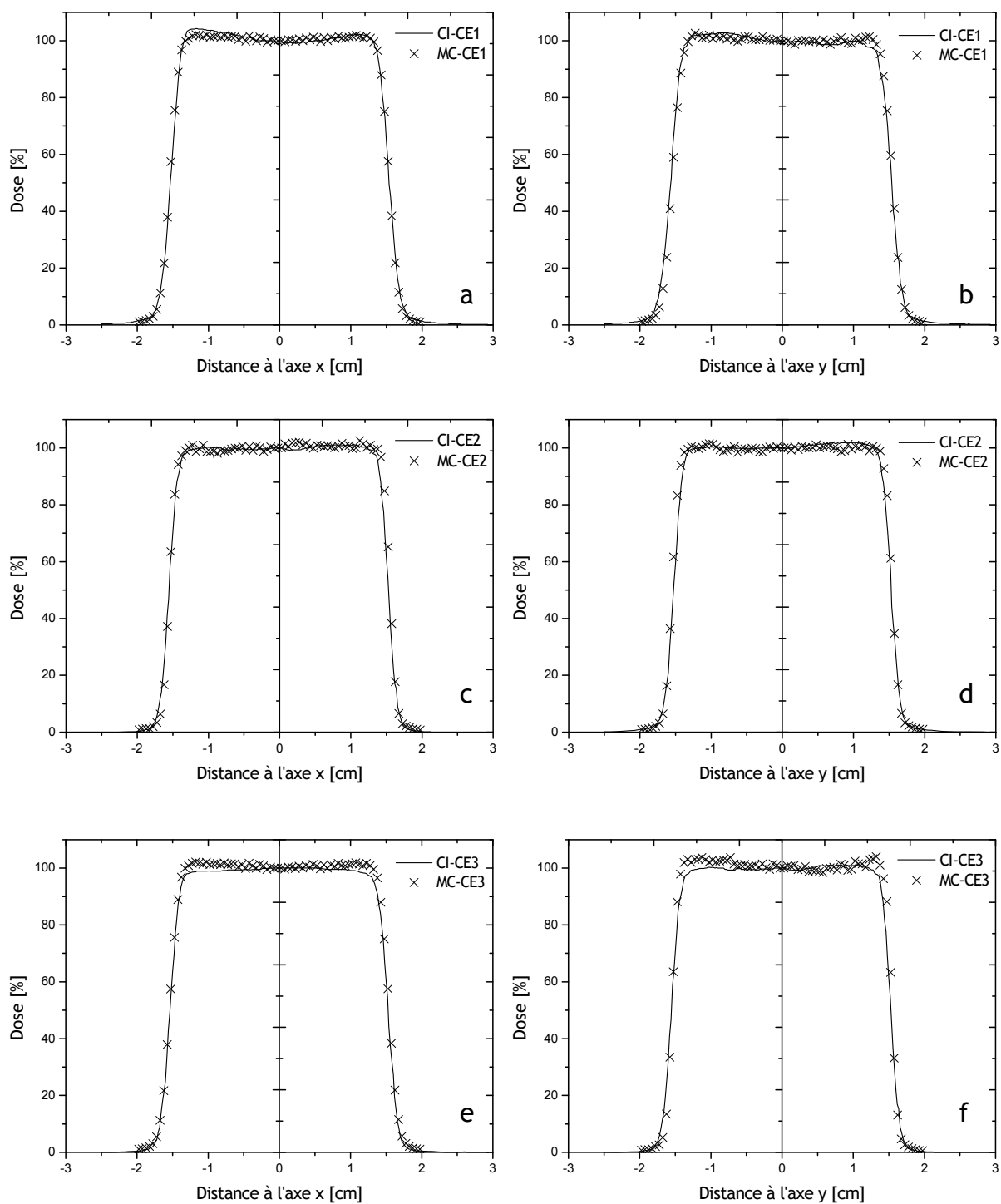


Figure III.5 - Profils de dose latéraux dans l'eau pour diverses épaisseurs de Lexan ; Profils horizontaux (a, c, e) et verticaux (b, d, f) mesurés avec la chambre d'ionisation (CI) et calculés par Monte Carlo (MC) à la profondeur 50% (Z_{p50}), pour une ouverture du collimateur final égale à 3 cm de diamètre.

Concernant les pénombres latérales, les différences entre MC et CI restent inférieure à 0,5 mm dans chaque cas. A plus faible profondeur la diffusion étant moindre les pénombres latérales diminuent. Ainsi, l'augmentation de l'épaisseur d'absorbeur entraîne une diminution de la

pénombre latérale et cette variation entre CE1 et CE3 est plus marquée pour le calcul que pour la mesure. Pour les profils horizontaux, par exemple, la pénombre latérale calculée passe de 1,8 mm à 1,1 mm, respectivement pour les cas CE1 et CE3. Expérimentalement, cette diminution n'est que de 0,4 mm (passage de 2 à 1,6 mm). Cette différence s'explique là encore par la limite de résolution de la chambre d'ionisation.

III.4. DISCUSSION - CONCLUSION

Une comparaison détaillée des distributions de dose en profondeur dans l'eau, calculées avec MC et mesurées avec la CI, a été faite de manière à réaliser une validation précise du modèle numérique. Les écarts calcul/mesure sur les profils de dose en profondeur « natifs » correspondant aux différentes conditions de diffusion étudiées sont faibles ; les différences pour les trois paramètres dosimétriques étudiés (parcours, largeurs de pic et pénombre distale) sont inférieures à 0,6 mm. De même les écarts sur les largeurs de champs étudiées sur les profils latéraux sont inférieurs à 5% pour les trois conditions expérimentales. Les écarts constatés sur les pénombres latérales calculées et mesurées, notamment à faible profondeur (condition CE3), sont attribuables en partie à la limite de résolution de la chambre d'ionisation. Enfin, la reproduction par le modèle du profil de dose en profondeur modulé en conditions dites « de traitement » (condition CE3) est satisfaisante. Une importance particulière a été accordée à ce dernier point par le fait que les mesures de doses dues aux neutrons exposées dans la suite de cette étude (chapitre IV et V) ont été réalisées dans ces mêmes conditions.

Des écarts sur la reproduction par le modèle des profils de doses en profondeur en valeur absolue ont été constatés. Ce point est une conséquence directe de la surestimation de la diffusion coulombienne multiple par le code MCNPX, relevée dans la littérature [Hérault et al. 2005 ; Stankovskiy et al. 2009]. L'impact de cette surestimation sur les calculs de doses dues aux neutrons secondaires dans la suite de ce travail devra être pris en compte, notamment en raison de la normalisation des estimations de dose secondaires par rapport à la dose thérapeutique délivrée à par les protons à l'isocentre.

Une amélioration du modèle de faisceau serait nécessaire afin de réduire les écarts. En effet, la méconnaissance des paramètres d'entrée du faisceau de protons influe fortement sur la bonne reproduction des distributions de dose en profondeur par le modèle (voir paragraphe II.2.3). Cependant, malgré la modélisation approximative du faisceau source, l'accord obtenu entre les simulations et les mesures nous apparaît suffisamment satisfaisant pour considérer le modèle numérique de la ligne Y2 comme représentatif du faisceau utilisé en clinique à l'ICPO en ce qui concerne la distribution de la dose déposée par les protons.

La seconde validation expérimentale a été axée sur la capacité du modèle numérique à reproduire les mesures de doses dues aux neutrons secondaires réalisées au moyen de divers

radiamètres dédiés à la dosimétrie des neutrons en plusieurs points de la salle. Cette étape de validation est exposée dans le chapitre suivant.

CHAPITRE IV
VALIDATION EXPERIMENTALE DU
MODELE : L'EQUIVALENT DE DOSE
AMBIANT DÛ AUX NEUTRONS DANS LA
SALLE DE TRAITEMENT

IV.1. INTRODUCTION

La seconde étape de validation expérimentale du modèle de ligne et de salle a consisté à confronter les prédictions du modèle sur la dose associée aux neutrons secondaires à distance de la zone irradiée par le faisceau primaire avec les données expérimentales. Pour cela, des comparaisons entre l'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$, dû aux neutrons secondaires, calculé avec MNCPX et mesuré au moyen de radiamètres en divers points de la salle de traitement, ont été réalisées. Les résultats préliminaires de mesures de spectres neutroniques réalisées au moyen d'un système de sphères de Bonner sont également présentés.

La méthodologie mise en œuvre dans cette étape de l'étude est comparable à celle généralement rencontrée dans la littérature relative aux doses associées aux rayonnements secondaires dans la salle de traitement (voir paragraphe I.2.3).

IV.2. MATERIEL ET METHODE

IV.2.1. Mesure de l'équivalent de dose ambiant dû aux neutrons dans la salle Y2

Des radiamètres dédiés à la dosimétrie des neutrons ont été utilisés. Ils permettent une mesure en temps réel de l'équivalent de dose dû aux neutrons. Ces détecteurs sont les instruments de choix pour les mesures effectuées dans des champs de rayonnements où le spectre des neutrons est mal connu, ce qui est généralement le cas des accélérateurs de haute énergie utilisés dans le domaine médical ou dans l'industrie.

IV.2.1.a. Instrumentation

Deux types de radiamètres dédiés à la dosimétrie des neutrons ont été utilisés : des compteurs proportionnels à ^3He entourés d'une sphère modératrice en polyéthylène et des compteurs proportionnels équivalents tissus (CPET). Ces détecteurs permettent la mesure de l'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$.

Les compteurs proportionnels à ^3He entourés d'une sphère modératrice de polyéthylène employés lors des mesures sont les suivants :

- Cramal 31, CANBERRA EURISYS (figure IV.1.a)

Le Cramal 31 se présente sous la forme d'un boîtier électronique équipé d'une poignée incorporant la batterie d'alimentation sur lequel est raccordée une sphère en polyéthylène contenant un détecteur à ^3He et son amplificateur de charge. Deux commutateurs permettent de mettre en route l'appareil et de sélectionner le type de mesure. Un écran à cristaux liquides alphanumérique affiche, selon le choix, le débit d'équivalent de dose et l'équivalent de dose intégré. Sa gamme de mesure s'étend de $2 \mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ à $200 \text{mSv}\cdot\text{h}^{-1}$ pour le débit, et de $2 \mu\text{Sv}$ à 200mSv pour la dose intégrée. Sa gamme de détection en énergie est comprise entre 2 keV et 5 MeV et la limite inférieure d'énergie détectée a été évaluée à 0,5 keV.



Figure IV.1 - Visualisation des radiamètres utilisés pour la mesure de $H^*(10)$ dans la salle de traitement ; a) Cramal 31, CAMBERRA EURISYS, b) LB 6411, BERTHOLD TECHNOLOGIES, c) N91, HARWELL INSTRUMENTS, d) WENDI-2, THERMO SCIENTIFIC, e) Hawk FWAD-1, FAR WEST TECHNOLOGY.

- LB 6411, BERTHOLD TECHNOLOGIES (figure IV.1.b)

Le détecteur LB 6411 est un système sensible aux neutrons (principalement thermiques). La sonde du détecteur LB 6411 est remplie d'un mélange d' ^3He et de méthane. La sensibilité élevée du compteur (environ 3 coups par nSv) autorise une gamme de mesure allant de $100 \text{ nSv}\cdot\text{h}^{-1}$ à $100 \text{ mSv}\cdot\text{h}^{-1}$ et une gamme de détection en énergie comprise entre 25 keV et 20 MeV ($\pm 30\%$). La sphère modératrice en polyéthylène a un diamètre de 25 cm. Ce système peut être employé en tant qu'instrument portatif ou comme moniteur stationnaire.

- N91, HARWELL INSTRUMENTS (figure IV.1.c)

Le N91 est un détecteur portable permettant de mesurer des débits d'équivalent de dose et des équivalents de dose intégrée dus aux neutrons. La gamme de mesure du N91 est comprise entre $1 \mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ et $0,1 \text{ Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ pour le débit, et de $0,1 \mu\text{Sv}$ à 1 mSv pour la dose intégrée. Sa gamme de détection en énergie s'étend des énergies thermiques à 11 MeV.

La dépendance angulaire du N91 est spécifiée par le constructeur comme variant dans la gamme de $\pm 15\%$ dans toutes les directions [N91 1993].

- WENDI-2, THERMO SCIENTIFIC (figure IV.1.d)

La figure IV.2 illustre la structure interne de ce détecteur et résume quelques unes de ses caractéristiques. Contrairement aux radiamètres habituellement utilisés en dosimétrie des neutrons, le détecteur WENDI-2 comporte au sein du cylindre de polyéthylène une couche de tungstène, également cylindrique, de 1,5 cm d'épaisseur. Pour les hautes énergies des neutrons, ce filtre permet de générer des neutrons secondaires en induisant des réactions de spallation, ce qui améliore la réponse de l'instrument à haute énergie. Ainsi, ce détecteur à neutrons a été spécialement conçu pour avoir une réponse améliorée aux neutrons de haute énergie. Si la réponse des radiamètres plus « classiques », comme ceux cités précédemment, chute au-delà de 10 MeV, le détecteur WENDI-2 possède une réponse en énergie allant de 25 meV à 5 GeV. La réponse du détecteur en termes d'équivalent de dose est de ce fait améliorée comparée à des radiamètres « classique » (voir paragraphe suivant).

Sa gamme de mesure, évaluée avec une source de ^{252}Cf , s'étend de $1 \text{ nSv}\cdot\text{h}^{-1}$ à $100 \text{ mSv}\cdot\text{h}^{-1}$.

La dépendance angulaire du détecteur WENDI-2 est spécifiée comme variant dans la gamme de $\pm 20\%$ dans toutes les directions [SWENDI-2 2003].

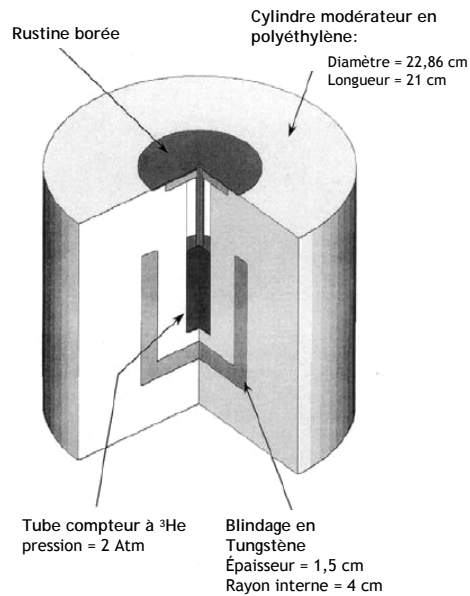


Figure IV.2 - Schéma de composition du radiamètre WENDI-2 ;
figure adaptée de Olsher et al. [Olsher et al. 2000]

Le modèle de compteur proportionnel équivalent tissu utilisé lors des mesures est le suivant :

- HAWK FWAD-1, FAR WEST TECHNOLOGY, INC. (figure IV.1e)

Deux modèles similaires de HAWK FWAD-1 ont été utilisés lors des mesures, les modèles « 009 » et « 018 ». L'épaisseur de la coque externe en acier inoxydable est de 0,25 cm. Sous cette coque, 0,2 cm de matériau équivalent tissu (plastique A 150) compose le détecteur qui est rempli d'un gaz équivalent tissu (propane) dont la pression spécifiée par le constructeur est de 9,33 hPa. Une source émettrice alpha de ^{244}Cm est présente dans le détecteur et permet d'ajuster la haute tension du système afin d'assurer son étalonnage en termes de transfert d'une énergie linéique y [Trompier et al. 2007].

Il couvre une gamme de mesure comprise entre $0,01 \mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ et $0,1 \text{ Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ et sa gamme de détection en énergie s'étend de 50 keV à 100 MeV. Ces CPET mesurent le transfert d'énergie linéique ce qui permet de discriminer les particules détectées. Une mesure est effectuée par le compteur toutes les minutes. Une analyse post-irradiation des fichiers de mesures permet d'obtenir la dose absorbée, l'équivalent de dose ambiant ou encore le spectre microdosimétrique associé à la mesure et ce, pour les particules de faible TEL (photons), ou de haut TEL (neutrons), la limite entre les deux types de particules étant de $10 \text{ keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$.

IV.2.1.b. Réponse en énergie des radiamètres

La réponse en énergie d'un détecteur peut se définir comme l'évolution, sur une gamme en énergie donnée, du rapport entre $H^*(10)$ mesuré par l'instrument et $H^*(10)$ de référence. Ce dernier est déterminé par l'installation accréditée auprès de laquelle est réalisé l'étalonnage, à partir de la fluence neutronique de référence au point de mesure, multipliée par les coefficients de conversion appropriés publiés dans le rapport n° 57 de la CIUR [ICRU 1998b], ainsi que dans la publication 74 de la CIPR [ICRP 1996] (se reporter au paragraphe IV.2.1.c pour une explication plus détaillée sur le principe d'étalonnage). La réponse des radiamètres généralement utilisés pour la dosimétrie des neutrons chute au delà de 10 MeV, ce qui occasionne une sous-estimation de $H^*(10)$ pouvant atteindre un facteur 6 à 100 MeV [Olsher et Mc Lean 2008].

A titre d'exemple, la figure IV.3 montre la réponse en énergie du détecteur LB 6411 normalisée par rapport à un étalonnage au ^{257}Cf .

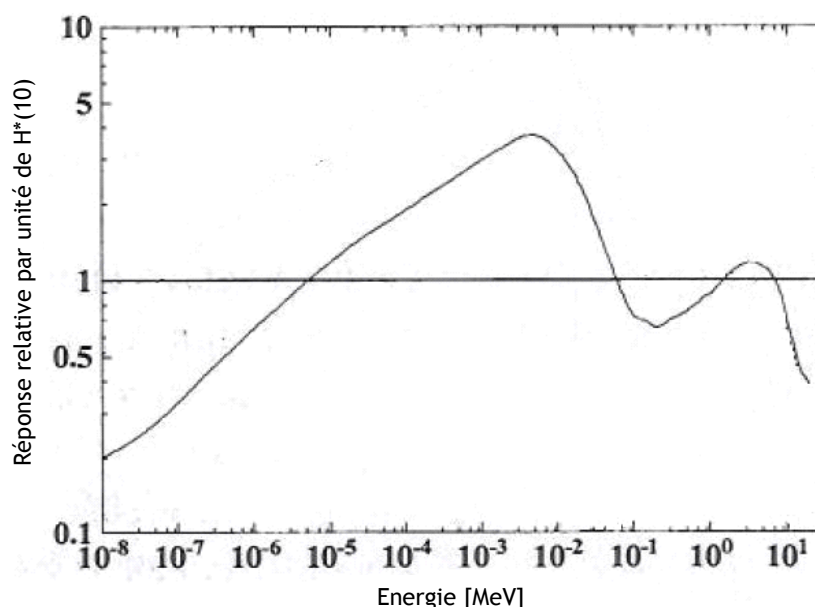


Figure IV.3 - Réponse en énergie par unité de $H^*(10)$ du détecteur LB 6411, normalisée par rapport à un étalonnage au ^{257}Cf . Figure adaptée de Burgkhardt et al. [Burgkhardt et al. 1997].

Elle couvre une large plage en énergie : de quelques eV à quelques dizaines de keV, le détecteur surestime le $H^*(10)$ (jusqu'à un facteur 4 autour de 5 keV) ; suit une zone de légère sous-estimation entre 80 keV et 1 MeV environ ; au-delà de 8 MeV la réponse du détecteur chute rapidement.

Les réponses en énergie des détecteurs N91 ou Cramal 31 sont semblables à celle du détecteur LB 6411 pour des énergies des neutrons supérieures à 10 MeV.

La figure IV.4 compare la réponse en énergie du radiamètre WENDI-2 avec celles de deux autres radiamètres, fréquemment utilisés en dosimétrie des neutrons, sur une gamme en énergie

comprise entre 0,1 MeV et 10 GeV. La réponse idéale d'un radiamètre serait évidemment plate, égale à l'unité pour toutes les énergies. Les réponses des détecteurs Hankins-NRD et Andersson-Braun décroissent de manière monotone pour atteindre une valeur inférieure à celle du détecteur WENDI-2, d'un facteur 2 à 20 MeV et 10 à 100 MeV. Sur cette gamme en énergie, le minimum de la réponse de WENDI-2 est de 0,53 à 20 MeV et le maximum de 1,86 à 5 GeV. Cette courbe montre l'amélioration apportée par le filtre en tungstène par rapport à des détecteurs plus classiques, n'intégrant pas de matériau de numéro atomique élevé.

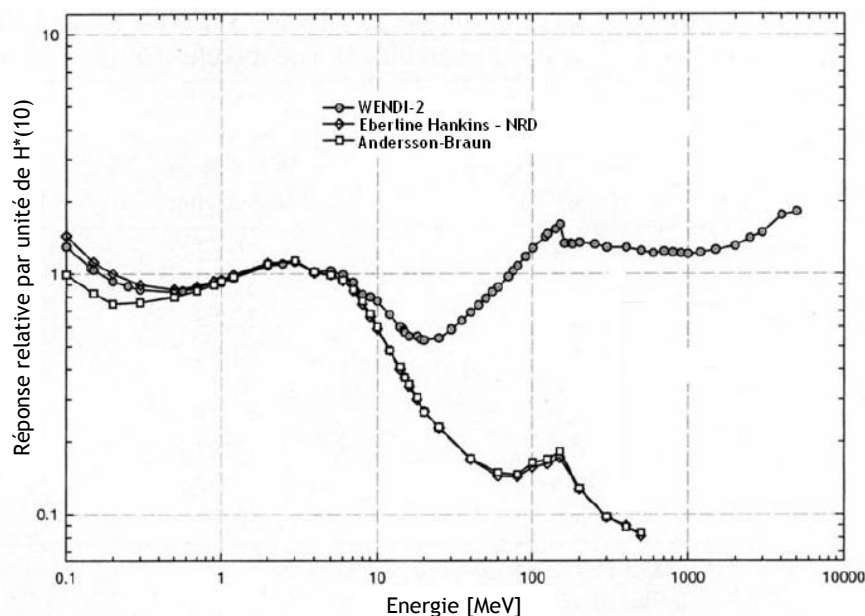


Figure IV.4 - Réponses en énergie par unité de $H^*(10)$, normalisées par rapport à un étalonnage au ^{252}Cf , pour trois radiamètres : WENDI-2, Eberline Hankins-NRD et Andersson-Braun. Figure adaptée de Olsher et al. [Olsher et al. 2000]

Trompier et al. [Trompier et al. 2007] ont comparé la réponse en énergie du CPET HAWK FWAD-1 avec celle d'un compteur proportionnel à ^3He , classiquement utilisé en dosimétrie, le Studsvik 2202D. Les courbes de réponse en énergie sont représentées sur la figure IV.5. Contrairement au Studsvik 2202D, dont la réponse en énergie chute rapidement au-delà de 10 MeV, le HAWK FWAD-1 possède une réponse en énergie qui reste relativement constante entre 100 keV et 100 MeV.

Ces instruments sont donc bien adaptés à la mesure de la dose ou de l'équivalent de dose dans les champs de rayonnements secondaires autour des accélérateurs médicaux et aussi bien pour les composantes de haut TEL que celles de plus bas TEL.

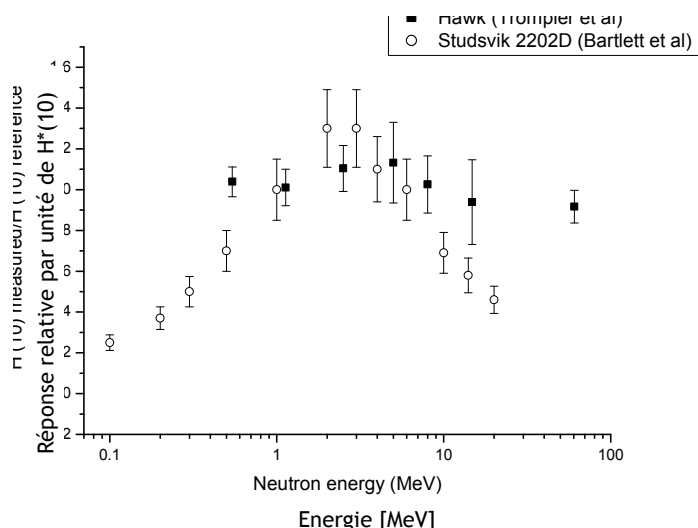


Figure IV.5 - Réponses en énergie par unité de H*(10), pour deux radiamètres : le CPET HAWK FWAD-1 [Trompier et al. 2007] et le Studsvik 2202D [Barlett et al. 2001].

Figure adaptée de Trompier et al. [Trompier et al 2007]

IV.2.1.c. Etalonnage des instruments

La procédure d'étalonnage consiste à déterminer le facteur d'étalonnage N , défini par le rapport entre la valeur conventionnellement vraie de la grandeur de référence G sur la valeur M indiquée par l'appareil, éventuellement corrigée de la contribution des neutrons non directement émis par la source radioactive :

$$N = \frac{G}{M} \quad (IV.1)$$

Tous les instruments ont été étalonnés au Laboratoire de Métrologie et de Dosimétrie des Neutrons (LMDN) accrédité COFRAC¹⁶, de l'IRSN. L'étalonnage a été réalisé suivant la grandeur opérationnelle H*(10) (équivalent de dose ambiant) auprès de champs de référence pour les neutrons. Ces champs sont dédiés à l'étalonnage des instruments de radioprotection et sont définis dans les normes de l'organisation internationale de normalisation [Norme ISO 2000, 2001], auxquelles se réfèrent également les normes de la Commission Electrotechnique Internationale (CEI) [Norme CEI 1994, 2003] relatives aux instruments eux-mêmes. L'ensemble des installations et des champs neutroniques associés sont décrits par ailleurs [Gressier et Pochat 2006].

Lors de la procédure d'étalonnage, l'équivalent de dose ambiant H*(10) est obtenu en appliquant à la fluence au point de mesure, correction faite des effets de diffusion dus à l'environnement, le coefficient de conversion de la fluence neutronique à l'équivalent de dose ambiant. Ce coefficient, appelé H*(10)/ Φ est tabulé dans le rapport 57 de la CIUR [ICRU 1998b] en pSv.cm².

¹⁶ Comité Français d'Accréditation

Dans cette étude nous avons utilisé les facteurs d'étalonnage établis auprès d'une source de $^{241}\text{AmBe}$, ces derniers sont résumés dans le tableau IV.1. Pour chacun des instruments la technique du cône d'ombre a été utilisée pour l'exploitation des résultats.

Chaque mesure a été calculée en considérant la moyenne d'un échantillon de 10 indications données par l'appareil.

Tableau IV.1 - Facteurs d'étalonnage établis pour chacun des instruments utilisés dans cette étude.

	WENDI-2	CRAMAL 31	LB 6411	HAWK 018	HAWK 009	N 91
N	1,14	1,26	1,08	0,83	0,78	1,26

IV.2.1.d. Méthode de mesure de $H^*(10)$ dans la salle de traitement

- Points de mesure autour de l'isocentre

Les mesures de l'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$, ont été réalisées à une distance $r=100$ cm de l'isocentre et pour différents angles θ par rapport à la direction du faisceau. La figure IV.6 illustre le dispositif expérimental et le tableau IV.2 résume la position des points de mesure par rapport à l'isocentre.

Cinq points de mesure, numérotés de 1 à 5, ont été choisis autour de l'isocentre et placés à des angles θ par rapport à l'axe, respectivement égaux à 135° , 90° , 45° , 0° et -90° . L'isocentre se trouvant à une distance de 140 cm au-dessus du sol, le centre des différents radiamètres a été placé dans ce plan. L'incertitude sur la position des radiamètres a été évaluée à ± 2 cm.

Afin d'assurer une certaine redondance dans les mesures, au moins trois radiamètres ont été placés tour à tour au niveau des points de mesure 1 à 5. Pour chaque point, la comparaison des valeurs de $H^*(10)$ mesurées par les différents radiamètres a permis de s'assurer de la pertinence de la réponse des détecteurs.

Tableau IV.2 - Position des 5 points de mesure par rapport à l'isocentre

Point de mesure	r [cm]	Angle θ [$^\circ$ c]
1	100	135
2	100	90
3	100	45
4	100	0
5	100	-90

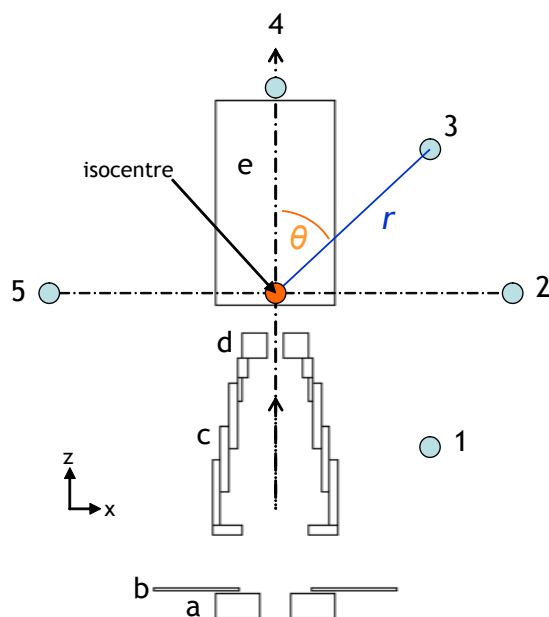


Figure IV.6 -Vue schématique du « nez » de traitement incluant : (a) Collimateur C4, (b) Blindage, (c) Nez télescopique, (d) Collimateur C5, (e) Fantôme d'eau. Les positions des radiamètres par rapport à l'isocentre sont notées de 1 à 5 avec r la distance par rapport à l'isocentre et θ l'angle par rapport à la direction du faisceau.

▪ Autres points de mesure dans la salle de traitement

Quatre autres points ont été choisis pour réaliser des mesures de $H^*(10)$ dans la salle de traitement :

- Point A : la chaise de traitement
- Point B : le tube RX axial
- Point C : la caméra CMOS (utilisée pour le positionnement du patient)
- Point D : le moduleur

Les doses associées aux champs de neutrons secondaires en ces points intéressaient l'équipe de l'ICPO notamment pour s'assurer de la pérennité de leur matériel électronique (point C), susceptible de se détériorer sous l'effet des rayonnements secondaires. Notons cependant que dans le contexte de notre étude, les mesures en ces points sont considérées comme des points de validation expérimentale du modèle numérique.

La figure IV.7 montre la position de trois des quatre autres points pour lesquels des mesures ont été réalisées dans la salle de traitements. Le point A n'est pas représenté sur la figure IV.7 car il est situé sous l'isocentre (axe vertical) ; les détecteurs ont été positionnés sur la chaise de traitement et leur centre géométrique a été placé à 40 cm sous l'isocentre. Le point B se situe sur l'axe du faisceau de protons, à une distance de 355 cm en aval de l'isocentre. La caméra CMOS étant en regard du collimateur C4, le point C a été placé 100 cm à gauche de ce dernier. Enfin, le point D a été placé 100 cm à droite du modulateur rotatif. Le centre des compteurs proportionnels

a été positionné pour les points B, C et D à une hauteur de 140 cm du sol (plan horizontal passant par l'isocentre).

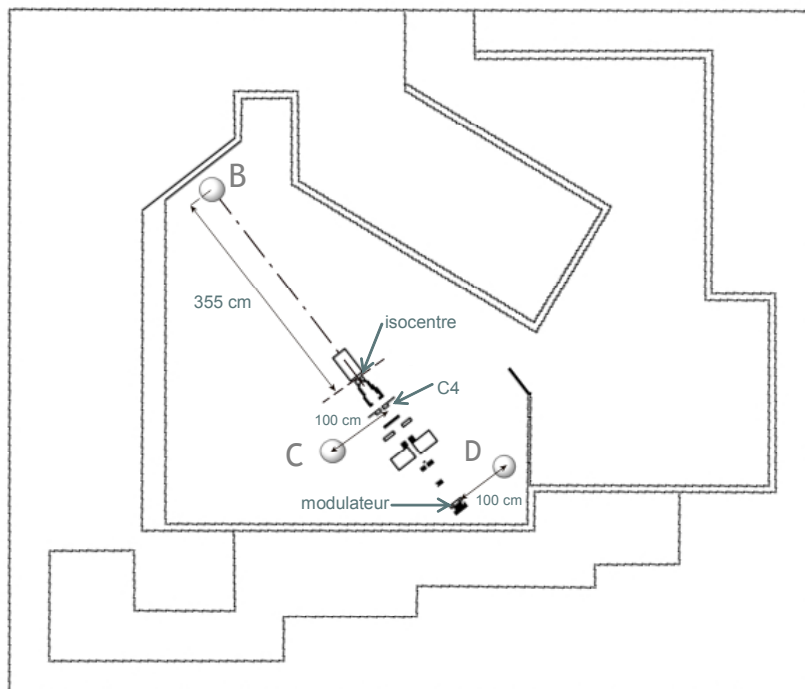


Figure IV.7 - Visualisation des autres points de mesure dans la salle de traitement sur une coupe horizontale au niveau de l'isocentre ;
B - Tubes RX axial ; C - Caméra CMOS ; D - Modulateur

IV.2.1.e. Conditions d'irradiation

Deux campagnes de mesures ont été mises en œuvre à l'ICPO en février et juin 2008. Elles ont été réalisées en salle Y2 en conditions dites « de traitement » c'est-à-dire avec 15 mm d'absorbeur (Lexan) dans la voie de faisceau et avec le modulateur rotatif « M8L8 » en place dans la ligne. La face d'entrée de la cuve d'eau a été placée 2 cm en amont de l'isocentre.

Afin de connaître l'influence du modulateur M8L8 sur les niveaux de $H^*(10)$ générés dans la salle de traitement, des mesures ont été réalisées aux points A, B, C et D sans ce dernier. Pour ces mesures, un seul détecteur a été placé par point (la comparaison entre les niveaux de $H^*(10)$ mesurés avec et sans modulateur est réalisée au paragraphe IV.3.3) :

- point A : HAWK 018,
- point B : HAWK 009,
- point C : Cramal 31,
- point D : LB 6411.

Des tirs de 15 minutes ont été réalisés à une intensité égale au 20^e de l'intensité nominale de traitement de manière à se prémunir des problèmes de saturation des détecteurs, notamment des CPET.

IV.2.1.f. Normalisation des mesures

Après chaque tir, le nombre d'Unités Moniteurs (UM) délivrées a été relevé. Les contrôles qualité dosimétriques permettant de connaître la relation entre le nombre d'UM et la dose, et effectués avant la série de mesures, ont permis de déterminer le point de normalisation à utiliser. Ce point de normalisation a été choisi comme le centre de la longueur de modulation pour les mesures en conditions de traitement. Il se situe à une profondeur d'eau $z = 1,75$ cm.

A cette profondeur :

- En conditions de traitement : 1 UM = 0,707 cGy.
- En conditions non modulées : 1 UM = 0,796 cGy

Notons que pour les tirs en conditions non modulées, la profondeur d'eau $z = 1,75$ cm correspond au Z_{p50} (50 % de la dose au maximum du pic de Bragg).

Ainsi, pour chacun des tirs, il a été possible de déterminer la dose délivrée au point de normalisation et les valeurs de $H^*(10)$ mesurées par chaque détecteur ont été normalisées par gray délivré en ce point.

Pour chaque point de mesure, l'équivalent de dose ambiant a été calculé en faisant la moyenne arithmétique des valeurs corrigées données par chacun des radiamètres pour le point considéré. Le bruit de fond radiatif a également été soustrait de chaque mesure.

IV.2.1.g. Incertitudes de mesures

Deux catégories d'incertitudes ont été estimées. Les incertitudes de mesures propres à chaque radiamètre et l'incertitude associée à la mesure aux différents points.

Pour chaque radiamètre, l'incertitude relative, S_{RAD} , été calculée comme la somme quadratique de l'incertitude relative associée à l'étalonnage S_{ETAL} , l'incertitude relative sur la réponse en énergie du radiamètre S_{ERG} , et l'incertitude relative sur sa réponse angulaire S_{ANG}

$$S_{RAD} = \sqrt{(S_{ETAL})^2 + (S_{ERG})^2 + (S_{ANG})^2} \quad (IV.2)$$

L'incertitude relative sur l'étalonnage, S_{ETAL} , fournie par le laboratoire accrédité d'étalonnage, fait intervenir les principaux facteurs l'affectant, à savoir la valeur du débit de fluence neutronique de référence, les coefficients de conversions appliqués, le positionnement et la répétabilité des mesures. S_{ETAL} est comprise entre 4,7% et 5,6% (à $k=1$, une déviation standard) en fonction du détecteur considéré mais l'incertitude maximale de 5,6 % a été utilisée pour le calcul de S_{RAD} de chaque radiamètre.

L'incertitude relative sur la réponse en énergie des radiamètres, S_{ERG} , a été évaluée sur une gamme en énergie comprise entre 0,5 MeV et 14,8 MeV en estimant l'écart type associé aux

variations de la courbe de réponse de chacun des détecteurs en fonction de l'énergie. L'incertitude sur la réponse en énergie des détecteurs a été élargie du facteur de Student.

L'incertitude relative sur la réponse angulaire des radiamètres, S_{ANG} , a été approximée en se basant sur les données fournies par les constructeurs et sur les valeurs publiées dans la littérature à ce propos. Bartlett al. [Bartlett et al. 2001] ont étudié la réponse angulaire de trois radiamètres se distinguant par leur géométrie (cylindrique ou sphérique) et par la position de l'électronique du radiamètre. Ils ont reporté que la réponse en $H^*(10)$ d'un radiamètre à géométrie sphérique variait d'environ $\pm 10\%$ dans toutes les directions (de 0° à 180°) sur une gamme en énergie comprise entre 100 keV et 100 MeV.

Concernant les détecteurs de forme cylindrique ils précisent que la réponse angulaire sur la gamme en énergie comprise entre 100 keV et 100 MeV, varie d'environ $\pm 20\%$ dans toutes les directions.

Ces données sont en accord avec celles fournies dans les documentations des constructeurs des radiamètres N91 (géométrie sphérique) et WENDI-2 (géométrie cylindrique) dans lesquelles la dépendance angulaire est stipulée respectivement égale à $\pm 15\%$ et $\pm 20\%$ [SWENDI-2 2003 ; N91 1993]. Une étude menée par le LDRI sur la réponse angulaire des CPET HAWK FWAD-1 a également mis en évidence une dépendance angulaire de ces détecteurs pouvant aller jusqu'à $\pm 20\%$ dans toutes les directions sur cette gamme en énergie (ces données n'ont pas été publiées).

Les radiamètres utilisés dans notre étude étant soit sphériques (N91, LB 6411, Cramal 31) soit cylindriques (WENDI-2, HAWK FWAD-1), nous avons choisi de considérer une incertitude S_{ANG} égale à 10% pour l'ensemble des radiamètres.

Les valeurs de S_{RAD} pour les détecteurs utilisés dans l'étude sont résumées dans le tableau IV.3.

Tableau IV.3 - Incertitude propre aux radiamètres, S_{RAD} , calculée comme la somme quadratique de l'incertitude relative sur l'étalonnage, S_{ETAL} , de l'incertitude relative sur la réponse en énergie du détecteur, S_{ERG} , et de l'incertitude relative sur la réponse angulaire, S_{ANG} .

Détecteur	S_{RAD} [%]
HAWK 009	12,6
HAWK 018	12,6
N91	21,6
WENDI-2	14,4
LB 6411	17,3
CRAMAL 31	17,8

L'incertitude associée aux mesures aux différents points, S_{MES} , a été calculée comme la somme quadratique de l'incertitude relative sur l'étalonnage, S_{ETAL} , égale à 5,6%, de l'incertitude relative sur la moyenne des mesures pour chacun des points, S_{MOY} , et de l'incertitude relative sur la réponse angulaire, S_{ANG} .

$$S_{MES} = \sqrt{(S_{ETAL})^2 + (S_{MOY})^2 + (S_{ANG})^2} \quad (IV.3)$$

L'incertitude relative sur la moyenne des mesures, S_{MOY} , a été estimée en analysant, pour chaque point, la dispersion des valeurs de $H^*(10)$ lue sur chaque détecteur autour de la valeur moyenne. La valeur moyenne des mesures, calculée en un point donné, étant estimée à partir des $H^*(10)$ mesurés par plusieurs radiamètres, S_{ERG} n'a pas été prise en compte ; cependant, S_{ETAL} ayant été choisie comme égale à 5,6% pour tous les radiamètres, celle-ci a pu être prise en compte dans le calcul de S_{MES} . De même pour S_{ANG} , choisie égale à 10% pour tous les détecteurs.

S_{MOY} s'écrit :

$$S_{MOY} = \frac{\sigma}{\langle H^*(10) \rangle \sqrt{N}} \quad (IV.4)$$

où $\langle H^*(10) \rangle$ est la valeur moyenne de la mesure et σ l'écart-type des mesures en chaque point, N étant le nombre de radiamètres placés en chaque point. S_{MOY} a été élargie du facteur de Student.

La valeur de S_{MES} pour les différents points étudiés dans la salle de traitement est résumée dans le tableau IV.4.

Tableau IV.4 - Incertitude de mesure, S_{MES} , aux différents points de la salle de traitement calculée comme la somme quadratique de l'incertitude relative sur l'étalonnage, S_{ETAL} , de l'incertitude relative sur la moyenne des mesures en un point, S_{MOY} , et de l'incertitude relative sur la réponse angulaire, S_{ANG} .

Point de mesure	S_{MES} [%]
1	14,3
2	12,3
3	11,6
4	12,7
5	12,3
A	12,3
B	13,0
C	11,1
D	11,8

En pratique, l'incertitude propre à chaque radiamètre, S_{RAD} , a été appliquée aux valeurs individuelles de $H^*(10)$ mesurées par chacun des détecteurs (figure IV.11 et IV.13) et l'incertitude associée à chaque point de mesure, S_{MES} , a été appliquée à la moyenne des valeurs mesurées de $H^*(10)$ pour chacun des points considérés (figure IV.12 et IV.14).

Il convient de noter que l'estimation de ces incertitudes présentée ici reste approximative et que ces dernières sont probablement supérieures. En effet, l'incertitude sur la réponse en énergie des radiamètres n'a été calculée que sur une gamme en énergie restreinte, justifiée toutefois partiellement par le fait que les neutrons compris dans cette gamme en énergie sont à l'origine de plus de 60% de l'équivalent de dose ambiant mesuré.

Une autre source d'incertitude n'a pas été prise en compte dans cette étude du fait de sa difficulté de mise en œuvre : l'incertitude sur le positionnement des radiamètres. Celle-ci a été estimée à ± 2 cm.

IV.2.2. Mesure des spectres en fluence neutronique aux points A et D

Ce paragraphe présente le matériel employé et la méthodologie mise en œuvre lors de la mesure de deux spectres en fluence neutronique aux points A et D de la salle Y2. Les données et analyses présentées dans la suite du chapitre sur cette partie ont été établies conjointement avec les agents du LMDN¹⁷ (V. Lacoste et S. Serre).

IV.2.2.a. Description et validation du système de sphères de Bonner « Haute énergie - basse pression »

Le système de sphères de Bonner employé a été développé par le LMDN dans le cadre d'une thèse (S. Serre). Il est conçu pour répondre aux champs neutroniques contenant une proportion importante de neutrons de haute énergie ($E_n > 20$ MeV). Le système a été ici utilisé avec un compteur proportionnel à ^3He de basse pression pour mesurer les flux neutroniques intenses, tels ceux présents dans les salles de traitement de protonthérapie.

Le système consiste en un jeu de 13 sphères modératrices, de différents diamètres, de 3 à 12 pouces. Parmi ces 13 sphères, 10 sont en polyéthylène. Deux autres, de diamètres 7 et 8 pouces, comprennent des coquilles en tungstène et en polyéthylène, la dernière, de 9 pouces, intègre une coquille de plomb [Serre et al. 2009]. Ce jeu de sphères est utilisé avec un compteur proportionnel sphérique à ^3He de 5 cm de diamètre. La pression du gaz ^3He est de $1,5 \times 10^{-3}$ atm. La réponse en fluence de chacune des 13 configurations a été calculée avec le code MCNPX pour 121 énergies, comprises entre 10^{-3} eV et 1 GeV. La distribution en énergie des réponses en fluence du système est présentée sur la figure IV.8.

Les fonctions de réponse sont validées auprès de champs neutroniques recommandés par la norme ISO 8529-1 [Norme ISO 2001]. Cependant, dans une première étape de validation de ces dernières, des mesures ont été réalisées avec les sphères de 4,5, 6, 8 et 12 pouces, avec et sans cône d'ombre auprès d'une source de $^{241}\text{Am-Be}$ de référence [Van Ryckeghem et Amouroux 2008]. Les taux de comptages dans le compteur à ^3He associés à la réaction $^3\text{He}(n, p)^3\text{H}$ ($Q = +764$ keV) sont mesurés et calculés pour chacune de ces 4 sphères. Leur comparaison a permis de déterminer un facteur moyen de normalisation des fonctions de réponse calculées, lié au fait que la pression du gaz utilisée dans les simulations peut être légèrement différente de celle indiquée par le fabricant.

¹⁷ Laboratoire de métrologie et de dosimétrie de neutrons, IRSN, Cadarache

Ainsi, pour l'analyse préliminaire des données de mesure à l'ICPO, le facteur de normalisation F_{norm} considéré est de $0,917 \pm 0,017$.

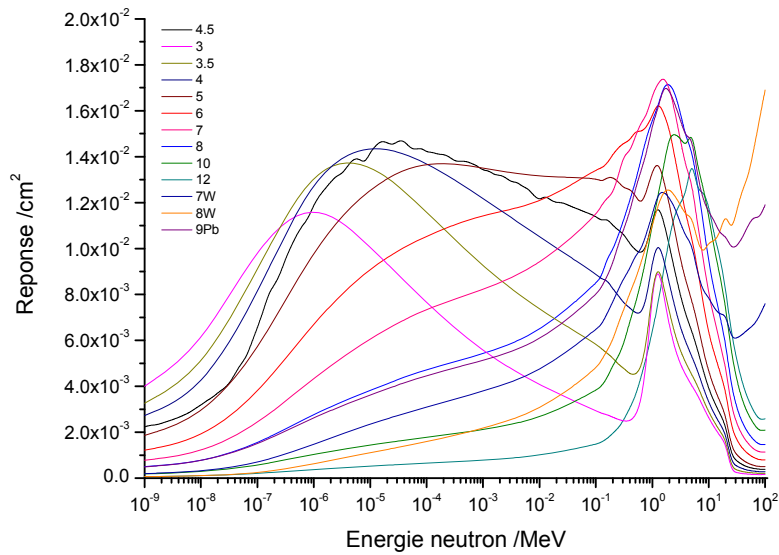


Figure IV.8 - Fonctions de réponse en fluence du système de sphères de Bonner « haute énergie - basse pression » pour des énergies allant de 10^{-3} eV à 100 MeV.

Figure issue de [Lacoste 2009].

Il convient de noter cependant qu'une validation complète des fonctions de réponse calculées n'a pas encore été mise en œuvre. Elle doit être faite auprès de champs neutroniques monoénergétiques de référence entre 0,025 eV et 20 MeV et pour chacune des 13 sphères. Pour cette raison, la valeur de F_{norm} utilisée dans ce travail, ainsi que les résultats présentés doivent être considérés comme préliminaire.

IV.2.2.b. Dispositif expérimental et acquisition des données

Deux points de la salle ont été choisis pour les mesures de spectres en fluence des neutrons secondaires : les points A et D (voir figure IV.9 et paragraphe IV.2.1.d).

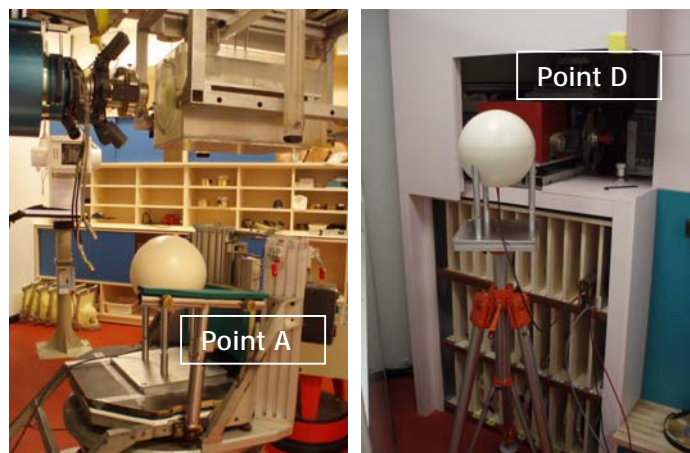


Figure IV.9 - Photographie illustrant les positions de mesure A (chaise de traitement) et D (modulateur) dans la salle de traitement Y2.

L'ensemble des sphères a été utilisé. Le temps moyen d'acquisition par sphère était d'environ cinq minutes et le nombre d'unités moniteur (UM) délivrées a été relevé pour chaque irradiation.

Une estimation du temps de mesure pour chacune des sphères a été réalisée au préalable de façon à obtenir une incertitude statistique inférieure ou égale à 1% (au moins 10^4 coups dans le compteur ^3He pour chacune des sphères).

Pour chacune des sphères et pour l'acquisition via l'échelle de comptage, le temps total de mesure, estimé précédemment, a été divisé en 5 périodes de durées égales afin d'observer la stabilité des mesures. Le nombre total de coups mesurés correspond rigoureusement au nombre de coups intégrés avec le système d'acquisition analogique permettant de visualiser la distribution en énergie de la réaction $^3\text{He}(n,p)^3\text{H}$.

Les comptages ainsi mesurés ont été corrigés du temps mort ($10,8 \mu\text{s}$) et ensuite normalisés à 1 unité moniteur (UM), correspondant à 6,9 mGy au point de normalisation (milieu de la longueur de modulation sur le profil de dose en profondeur modulé).

Ces résultats préliminaires sont présentés au paragraphe IV.3.6 en termes de taux de comptages pour chaque sphère.

IV.2.3. Calcul de l'équivalent de dose ambiant dû aux neutrons dans la salle de traitement

IV.2.3.a. Paramètres de calcul

Les calculs de l'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$, dû aux neutrons secondaires ont été effectués avec le Tally F5 (voir paragraphe II.2.1.c). Le tally F5 étant un estimateur de la fluence de neutrons en un point détecteur D, une carte spécifique a été utilisée pour modifier le tally par une fonction de dose. Cette carte, appelée « DE/DF » pour « Dose Energy /Dose Function », a permis d'introduire les coefficients de conversion de la fluence en $H^*(10)$, extraits du rapport 57 de la CIUR [ICRU 1998b] ou de la publication 74 de la CIPR [ICRP 1996].

Pour s'assurer de la pertinence des résultats obtenus avec l'utilisation du tally F5, ces derniers ont été comparés avec les valeurs de $H^*(10)$ obtenues au moyen du tally F4 associé à une carte « DXTRAN ». La sphère « DXTRAN » a été utilisée afin d'augmenter la population de neutrons dans la région d'intérêt. La comparaison a été réalisée pour les calculs au point 1 (voir figure IV.6) et les différences sur la valeur du $H^*(10)$ sont d'environ 0,5%.

Comme pour les simulations relatives aux distributions de la dose déposée par les protons (chapitre III), seuls les protons, photons et neutrons ont été transportés. Les bibliothèques de sections efficaces LA150H, MCPLIB04 ET LA150N ont été utilisées respectivement pour le transport des protons, photons et neutrons.

Les calculs ont été réalisés sur la même ferme de calculateurs que celle utilisée pour les calculs de dose déposée par les protons (voir paragraphe III.2.2.b). $30 \cdot 10^6$ particules ont été suivies pour obtenir une incertitude statistique inférieure à 0,5%.

- Remarque sur la modulation utilisée pour les calculs de $H^*(10)$ avec MCNPX

Afin de reproduire l'effet de la modulation pour les calculs de $H^*(10)$ associé aux neutrons secondaires, les 13 simulations correspondant aux 14 secteurs du modulateur M8L8 (1 secteur « vide », 13 secteurs en plexiglas et 1 secteur en laiton recouvrant 2 secteurs en plexiglas) n'ont pas toutes été réalisées. En effet, seules 6 simulations correspondant aux secteurs : 1, 3, 6, 8, 11 et (13 + 14), ont été réalisées par point de calcul. Le choix des secteurs et des coefficients d'angles utilisés pour pondérer les tallies est résumé dans le tableau IV.5 et a été effectué comme suit :

- le tally obtenu par la simulation du secteur 1 (0 mm de plexiglas) a été pondéré par le coefficient d'angle 0,341,
- les tallies obtenus par les simulations des secteurs 3, 6, 8 et 11, pour lesquelles respectivement 2,8, 6,2, 8,6, et 12,2 mm de plexiglas ont été implémentés, ont été pondérés de la manière suivante :
 - o le coefficient d'angle 0,141, correspondant à la somme des coefficients des secteurs 2, 3 et 4, a été affecté au tally obtenu par la simulation du secteur 3,
 - o le coefficient d'angle 0,156, correspondant à la somme des coefficients des secteurs 5, 6, et 7, a été affecté au tally obtenu par la simulation du secteur 6,
 - o le coefficient d'angle 0,094, correspondant à la somme des coefficients des secteurs 8 et 9, a été affecté au tally obtenu par la simulation du secteur 8,
 - o le coefficient d'angle 0,147, correspondant à la somme des coefficients des secteurs 10, 11 et 12, a été affecté au tally obtenu par la simulation du secteur 11,
- enfin, le tally obtenu par la simulation des secteurs 13 et 14, recouverts par les 15 mm de Laiton, a été pondéré par le coefficient d'angle 1,12 résultant de la somme des coefficients des secteurs 13 et 14.

Ce procédé a été mis en œuvre dans un souci de gain de temps car la simulation de l'ensemble des secteurs aurait entraîné des temps de calcul prohibitifs. Néanmoins, l'influence de cette simplification a été quantifiée ; la valeur de $H^*(10)$ calculé pour le point 1 (point autour de l'isocentre, voir figure IV.6) calculée avec 13 simulations, soit la totalité des secteurs de modulateur, a été comparée à celle calculée avec la méthode décrite ci-dessus, soit avec 6 simulations. La comparaison est présentée au paragraphe IV.3.1.

Tableau IV.5 - Coefficients d'angle utilisés pour pondérer les valeurs de $H^*(10)$ obtenus par les simulations des secteurs du modulateur ; seuls les secteurs en gris ont été simulés et les coefficients d'angle de secteurs adjacents ont été sommés. Ce tableau peut être comparé au tableau III.1.

Secteur N°	Epaisseur de plexiglas [mm]	Coefficient d'angle	Coefficients d'angle appliqués pour les pondérations
1	0	0,341	0,341
2	2	0,034	
3	2,8	0,082	0,141
4	3,8	0,025	
5	5	0,066	0,156
6	6,2	0,044	
7	7,4	0,047	
8	8,6	0,049	0,094
9	9,8	0,046	
10	11,0	0,050	0,147
11	12,2	0,046	
12	13,4	0,051	
(13 + 14)	Laiton de 15	1,12	1,12

IV.2.3.b. Points de calculs

Pour les points A, B, C et D des calculs avec et sans la présence du modulateur M8L8 ont été réalisés et comparés aux mesures réalisées dans ces deux conditions. Le modèle a ainsi pu être évalué vis à vis de sa capacité à reproduire l'effet de la modulation sur les niveaux de $H^*(10)$ générés dans la salle de traitement.

IV.2.3.c. Variation de $H^*(10)$ dû aux neutrons en fonction de la distance à l'isocentre

Les mesures de $H^*(10)$ ayant été effectuées à une distance r égale à 100 cm de l'isocentre, des calculs à des distances r de 50 cm et 150 cm ont été réalisés par la suite afin d'estimer la variation de la dose en fonction de la distance par rapport à l'isocentre. Les gradients de $H^*(10)$ dans le plan horizontal autour de l'isocentre ont ainsi pu être évalués.

IV.2.3.d. Calcul de la distribution de $H^*(10)$ dû aux neutrons dans la salle de traitement

Afin de visualiser la distribution de $H^*(10)$ dans la salle de traitement un Mesh tally a été défini dans un plan horizontal passant par l'isocentre permettant de définir une grille rectangulaire de 1210 cm de long par 1023 cm de large pour couvrir l'ensemble de la salle. La hauteur de la grille est de 2 cm (axe vertical). La grille a été divisée pour permettre le calcul de la dose due aux neutrons secondaires en plus de 70 000 voxels, chacun d'une taille de $4 \times 4 \times 2 \text{ cm}^3$.

Plusieurs types de Mesh tally sont disponibles dans MCNPX pour permettre le calcul de la dose ou du flux de particules. Le Mesh tally de type 1 a été choisi pour calculer le flux de neutrons et une carte

spéciale (carte « MSHMF_n ») lui a été associée afin de convertir le flux en H*(10) au moyen des coefficients de conversion cités au paragraphe IV.2.1.b.

L'outil de visualisation graphique de MCNPX a permis ensuite de représenter directement la cartographie de H*(10)/D, superposée à la géométrie du modèle et représentée par une échelle de couleur.

IV.2.3.e. Normalisation

Les calculs de H*(10) réalisés en conditions de traitement ont été normalisés par dose absorbée thérapeutique, au point de normalisation. Ainsi, à l'aide du profil de dose en profondeur modulé, calculé avec MCNPX, il a été possible de déterminer qu'à la profondeur $z = 1,75$ cm le nombre de protons nécessaires pour délivrer une dose de 1 Gy était de 2×10^{11} ; la dose déposée en ce point par le faisceau de protons étant égale 4×10^{12} Gy.proton⁻¹.

Concernant les calculs réalisés sans modulateur, le nombre de protons nécessaires pour délivrer une dose de 1 Gy à la profondeur $z = 1,75$ cm a été déterminé à $1,52 \times 10^{11}$ à partir de la simulation du profil de dose en profondeur natif.

IV.2.4. Calcul des spectres en fluence neutronique aux points A et D

La distribution en énergie de la fluence neutronique attendue aux points A et D a été estimée par simulations avec le modèle Monte Carlo. Lors des mesures à l'ICPO, une mesure du débit de dose au point de normalisation (centre de la longueur de modulation) a permis de présenter ces distributions de fluence en cm⁻².s⁻¹. Un débit de dose de 13,98 Gy.min⁻¹ a été mesuré au point de normalisation et un total de $2,8 \times 10^{12}$ protons a été évalué pour obtenir 13,98 Gy en ce point. Les distributions en énergie des débits de fluence neutronique pour ces deux points sont présentées sur la figure IV.10 et les valeurs des fluences neutroniques relatives par domaine d'énergie pour chacun des points sont données dans le tableau IV.6.

Pour ces simulations, un tally de type F5 a été utilisé et associé à une carte En qui permet de définir une segmentation sur la gamme en énergie. Les calculs ont été réalisés en conditions de traitement. 70 millions d'histoires ont été suivies pour obtenir une incertitude relative de calcul inférieure à 2% sur la fluence totale aux points A et D.

Dans ces conditions, les fluences totales estimées par Monte Carlo aux points A et D sont respectivement de $2,95 \times 10^4$ cm⁻².s⁻¹ et $3,49 \times 10^4$ cm⁻².s⁻¹. La fluence au point D est supérieure à celle au point A. Ceci provient du fait qu'un grand nombre de neutrons sont créés au niveau du modulateur, notamment suite à l'arrêt des protons sur le secteur en laiton composant une partie de ce dernier. Cependant, les deux spectres calculés sont relativement similaires, au point A la contribution relative des neutrons thermiques à la fluence totale est très légèrement supérieure à celle au point D (environ 2%). D'autre part, si la contribution des neutrons d'énergie supérieure à 100 keV au point A est équivalente à celle calculée au point D, celle des neutrons d'énergie

supérieure à 20 MeV est légèrement inférieure au point A. Le spectre au point A est donc légèrement plus modéré qu'au point D, ce qui s'explique si l'on suppose que les neutrons de plus haute énergie sont générés majoritairement à proximité du point D.

Afin de donner des éléments de validation préliminaires des spectres neutroniques calculés avec MCNPX aux deux positions de mesures, ceux-ci ont été utilisés pour calculer les taux de comptage attendus pour chacune des sphères. Pour cela, les distributions en énergie présentées sur la figure IV.10 ont été convoluées avec chacune des fonctions de réponse données en figure IV.8. Les spectres ont été normalisés au préalable à 1 UM et le facteur de normalisation F_{norm} défini précédemment a été appliqué aux fonctions de réponse. Les taux de comptage théoriques ainsi obtenus ont ainsi pu être comparés aux taux de comptage expérimentaux et sont discutés au paragraphe IV.3.6. Les incertitudes associées aux rapports sont calculées en tenant compte de l'incertitude sur le facteur de normalisation, l'incertitude statistique expérimentale (<1%) et l'incertitude de 2% associée au débit de fluence de la source de $^{241}\text{Am-Be}$.

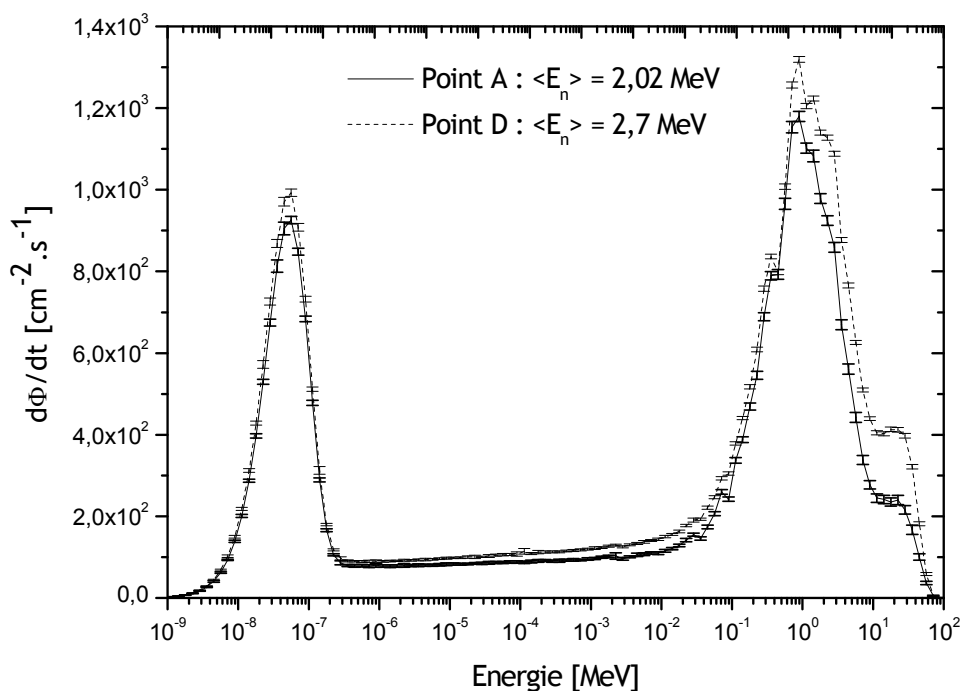


Figure IV.10 - Distributions en énergie des débits de fluence neutronique et énergies moyennes calculées aux points A et D.

Tableau IV.6 - Fluence neutronique relative en fonction du domaine en énergie aux points A et D

Point	Φ_{tot} [$\text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$]	$E_n < 0,5 \text{ eV}$	$0,5 \text{ eV} < E_n < 100 \text{ keV}$	$100 \text{ keV} < E_n < 20 \text{ MeV}$	$20 \text{ MeV} < E_n$
A	$2,95 \times 10^4$	27%	18,7%	51,7%	2,6%
D	$3,49 \times 10^4$	24,6%	19,4%	52%	4%

IV.3. RESULTATS

IV.3.1. Influence de la méthode de modélisation simplifiée du modulateur

L'influence de la méthode de simplification de la modulation lors des simulations a été évaluée sur le point 1 situé autour de l'isocentre ($r=100\text{cm}$ et $\alpha=135^\circ$). Pour ce point, le calcul de $H^*(10)$ a été réalisé pour tous les secteurs du modulateur (en pratique 13 secteurs, 12 en plexiglas et 1 en laiton). L'écart observé sur le $H^*(10)$ calculé avec une modulation partielle (6 secteurs) plutôt qu'avec une modulation totale (13 secteurs) est d'environ 1%. Ce résultat a permis de valider la méthode simplifiée de simulation de la modulation et les calculs suivants ont été réalisés avec la modulation partielle.

IV.3.2. $H^*(10)$ dû aux neutrons dans la salle de traitement

IV.3.2.a. $H^*(10)$ autour de l'isocentre (points 1 à 5)

La figure IV.11 présente les valeurs de $H^*(10)/D$ mesurées par les six radiamètres pour les points 1 à 5 autour de l'isocentre. Cinq valeurs ont été mesurées pour chacun des points 1 à 4 tandis que quatre valeurs ont été mesurées au point 5.

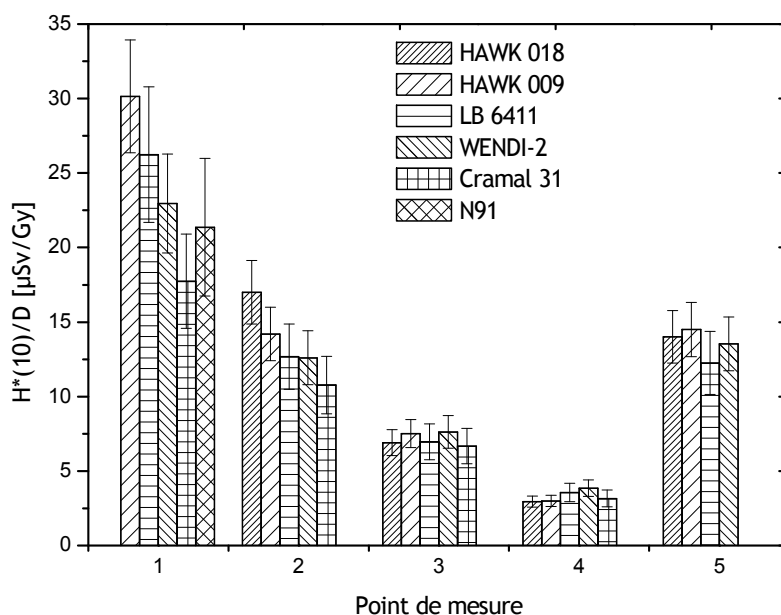


Figure IV.11 - Equivalent de dose ambiant dû aux neutrons secondaires, $H^*(10)$, normalisé par dose absorbée thérapeutique, D , et mesuré avec les différents radiamètres pour les points 1 à 5.

Les valeurs de $H^*(10)$ les plus élevées sont rencontrées au niveau du point 1 ($\alpha = 135^\circ$) du fait de la proximité entre ce point de mesure et les derniers éléments de la ligne (nez télescopique et collimateur C5). Il semble que les niveaux de $H^*(10)/D$ se distribuent de manière symétrique autour du nez de traitement ; en effet, une bonne concordance est observée entre les points 2 et 5 situés à 90° de part et d'autre de l'isocentre. Enfin, au niveau du point 4 (0°), situé en arrière de la cuve d'eau, les valeurs de $H^*(10)$ mesuré par les 5 radiamètres n'excèdent pas $4 \mu\text{Sv}\cdot\text{Gy}^{-1}$.

Les écarts les plus significatifs entre les différents radiamètres sont observés au point 1. La valeur maximale de $H^*(10)/D$ mesurée en ce point avec le détecteur HAWK-009 est supérieure à $30 \mu\text{Sv.Gy}^{-1}$ tandis que la valeur minimale, mesurée avec le détecteur Cramal 31, est égale à $17,7 \mu\text{Sv.Gy}^{-1}$. L'écart-type relatif des mesures en ce point est de 20% tandis qu'il est inférieur à 12% pour les quatre autres points.

Un bon accord général est observé entre les réponses en $H^*(10)$ des détecteurs LB6411 et WENDI-2 pour les cinq points.

Afin de comparer les niveaux de $H^*(10)/D$ mesurés en chacun des points avec les valeurs calculées, la moyenne des valeurs mesurées pour chaque point a été évaluée. La figure IV.12 compare la moyenne des mesures et les calculs de $H^*(10)/D$ pour les points 1 à 5.

La tendance observée expérimentalement entre les divers points est retrouvée avec les simulations. La valeur de $H^*(10)$ calculée la plus élevée est rencontrée au niveau du point 1, les valeurs aux point 2 et 5 sont similaires, respectivement égales à $14,9$ et $14,6 \mu\text{Sv.Gy}^{-1}$ et le niveau de $H^*(10)$ le plus faible est retrouvé derrière la cuve, au point 4.

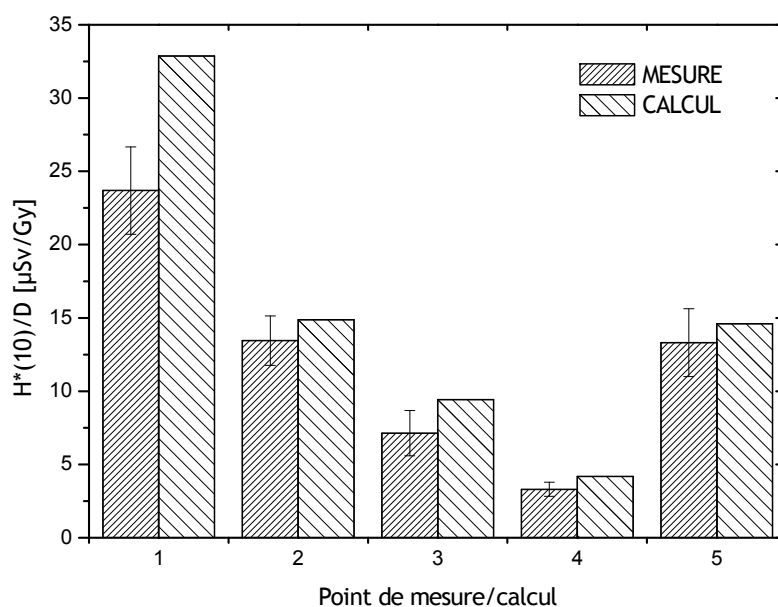


Figure IV.12 - Equivalent de dose ambiant dû aux neutrons secondaires, $H^*(10)$, normalisé par dose absorbée thérapeutique, D , calculé et mesuré à $r=100$ cm de l'isocentre pour les points 1 à 5. Les incertitudes de calcul, inférieures à 0,5%, ne sont pas représentées.

Les calculs avec MCNPX sont systématiquement supérieurs aux valeurs moyennes de $H^*(10)$ déterminées expérimentalement. L'écart le plus notable entre le calcul et la mesure est observé au point 1 où la simulation surestime la valeur moyenne de $H^*(10)$ mesurée de 28%. Cet écart entre le calcul et la valeur moyenne des mesures, de même que la valeur plus élevée de l'écart-type relatif des mesures en ce point, est en partie attribuable au repositionnement des radiamètres en ce point.

En effet, la position expérimentale du point 1 est plus difficile à établir et à reproduire en raison de la présence très proche de dispositifs annexes de soutien des éléments de la ligne. Rappelons également que l'ensemble des mesures présentées dans ce chapitre a nécessité deux jours distincts. Les écarts aux points 3 et 4 sont respectivement de 24 et 21%. Enfin, de meilleurs accords entre la simulation et la mesure sont observés pour les points 2 et 5 pour lesquels les écarts sont inférieurs à 10%.

IV.3.2.b. $H^*(10)$ en divers points de la salle (point A à D)

Concernant les autres points de mesures choisis dans la salle de traitement, là encore plusieurs radiamètres ont été positionnés sur un même point pour s'assurer de la redondance des mesures. Cependant, seules deux mesures ont été effectuées au niveau de la caméra CMOS (point C). Les valeurs de $H^*(10)/D$ aux points A à D sont résumées sur la figure IV.13. L'écart-type relatif évalué sur les séries de mesures de $H^*(10)/D$ réalisées sur la chaise de traitement (40 cm sous l'isocentre, point A) est de 10%. Néanmoins, les incertitudes statistiques propres aux mesures avec chacun des radiamètres permettent de considérer que l'accord global en ce point est satisfaisant. Les écarts aux points B, C et D sont plus faibles.

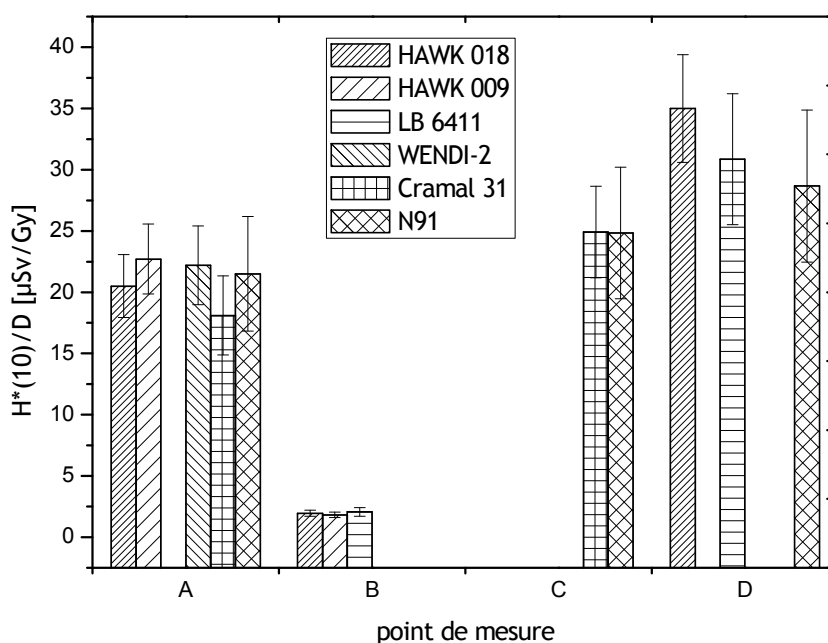


Figure IV.13 - Equivalent de dose ambiant dû aux neutrons secondaires, $H^*(10)$, normalisé par dose absorbée thérapeutique, D , et mesuré avec les différents radiamètres pour les points A à D.

La valeur moyenne des mesures au point A est de $21,1 \mu\text{Sv.Gy}^{-1}$ et de $24,9 \mu\text{Sv.Gy}^{-1}$ au point C. Les niveaux de $H^*(10)$ les plus élevés ont été mesurés à proximité du modulateur (point D) ; les $H^*(10)/D$ déterminés en ce point sont supérieures à $28 \mu\text{Sv.Gy}^{-1}$ pour les trois détecteurs placés à ce niveau. Les trois mesures effectuées devant le tube RX axial donnent une valeur moyenne de $H^*(10)/D$ égale à $2 \mu\text{Sv.Gy}^{-1}$.

Les valeurs moyennes des mesures pour les points A à D sont résumées et comparées aux valeurs simulées avec MCNPX sur la figure IV.14.

Comme pour les points situés autour de l'isocentre, le calcul avec MCNPX surestime systématiquement le $H^*(10)$ dû aux neutrons. La comparaison entre le calcul et la mesure montre qu'un bon accord a été obtenu au niveau du tube RX (point B) et du modulateur (point D) avec des écarts inférieurs à 6% dans les deux cas.

Les écarts obtenus au niveau des points A et C sont plus élevés et atteignent environ 27% pour les deux points. La difficulté de repositionnement des radiamètres au niveau du point C associé à la faible redondance des mesures en ce point peuvent expliquer cet écart.

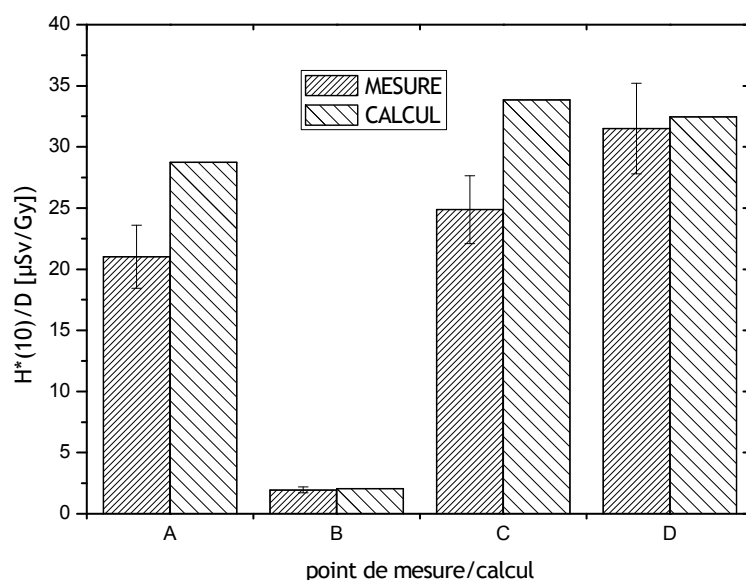


Figure IV.14 - Equivalent de dose ambiant dû aux neutrons secondaires, $H^*(10)$, normalisé par dose absorbée thérapeutique, D, et mesuré avec les différents radiamètres pour les points A à D. Les incertitudes de calcul, inférieures à 0,5%, ne sont pas représentées.

En ce qui concerne le point A, qui est le seul des points étudiés ne se trouvant pas dans le plan horizontal de l'isocentre, la simulation prédit une valeur de $H^*(10)/D$ supérieure à la moyenne des mesures de plus de $7 \mu\text{Sv.Gy}^{-1}$. Cet écart est en partie attribuable aux divers éléments présents sous la ligne et en avant de la chaise de traitement qui n'ont pas été inclus dans le modèle MCNPX. En effet, plusieurs dispositifs métalliques ou caches en placoplâtre permettent de soutenir les éléments de la ligne de traitement (collimateurs, nez télescopique...) ou encore simplement d'éviter que les patients aient vue sur l'ensemble de la ligne durant leur traitement. Ces dispositifs annexes présents à l'ICPO et non inclus dans le modèle peuvent être à l'origine d'une absorption des neutrons secondaires entraînant ainsi un $H^*(10)/D$ expérimental inférieur à celui prédit par MCNPX.

IV.3.3. Influence du modulateur de référence M8L8

Afin de connaître l'influence du modulateur sur les niveaux de $H^*(10)$ dû aux neutrons générés dans la salle de traitement, des mesures et calculs ont été réalisées au niveau des points A à D avec et sans l'utilisation du modulateur de référence M8L8 (voir paragraphe IV.2.1.e).

La figure IV.15 montre l'évolution du rapport entre le $H^*(10)$ mesuré et calculé avec le modulateur M8L8 sur le $H^*(10)$ mesuré et calculé sans modulateur M8L8 pour les points A à D.

Expérimentalement, il n'existe pas de différences significatives entre les différents points. L'utilisation du modulateur conduit à des niveaux de $H^*(10)$ supérieurs d'environ 40% à ceux mesurés en l'absence de modulateur (rapport moyen égal à 1,4).

Les calculs réalisés dans ces conditions montrent une variation plus notable entre les différents points, l'écart le plus important étant observé au point C. Cependant, en tenant compte des incertitudes de mesures, on peut considérer que les calculs et les mesures sont compatibles.

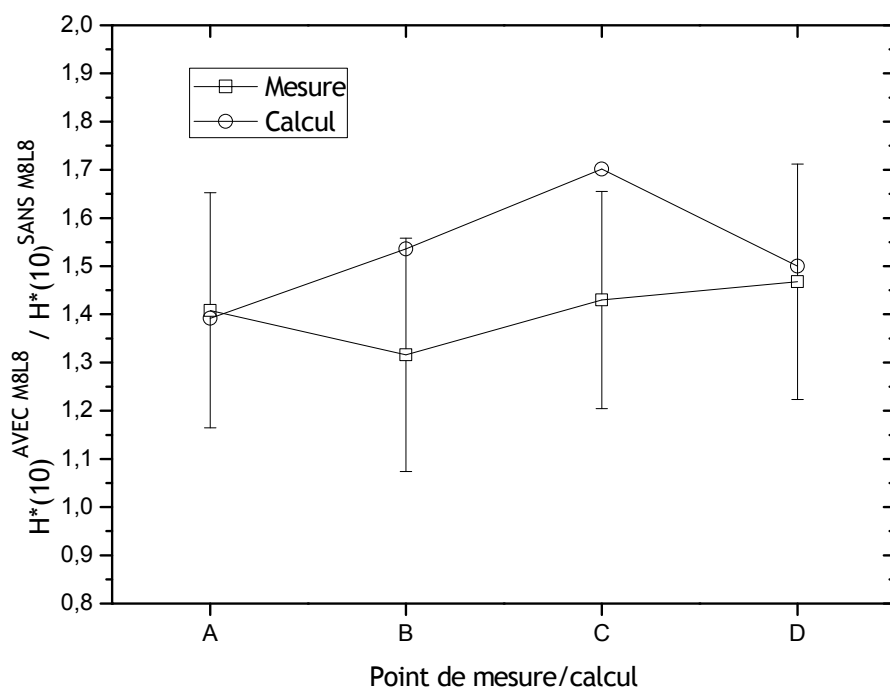


Figure IV.15 - Comparaison entre la mesure et le calcul du rapport entre le $H^*(10)$ obtenu avec le modulateur M8L8 sur le $H^*(10)$ obtenu sans modulateur M8L8 au niveau des points A à D. Les valeurs mesurées présentées ici ont été obtenues avec un seul radiamètre par point.

IV.3.4. Variation de $H^*(10)$ dû aux neutrons en fonction de la distance à l'isocentre

Pour les points 1, 2, 3, 4 et 5 placés respectivement à des angles α de 135° , 90° , 45° , 0° et -90° , des calculs de $H^*(10)/D$ ont été réalisés à différentes distance r de l'isocentre. la figure IV.16

compare les résultats obtenus pour des calculs à une distance r successivement égale à 50 cm, 100 cm, et 150 cm.

Pour les points 1, 2, 3 et 5 les résultats des simulations montrent que les niveaux de $H^*(10)/D$ diminuent de près d'un facteur 2 lors du passage de 50 à 100 cm de l'isocentre. Cette diminution est par contre beaucoup plus faible avec le passage de 100 à 150 cm. La valeur du $H^*(10)$ au point 4 (0°) situé en arrière du fantôme d'eau ne varie pas avec la distance. Il existe donc un gradient de $H^*(10)$ important sur un rayon d'un mètre autour de l'isocentre et pour des angles $\alpha \geq 45^\circ$; les niveaux de $H^*(10)$ les plus élevés étant à nouveau observés au niveau du collimateur final C5 et pour $\alpha = 135^\circ$ (point 1).

Afin de compléter ces résultats et de manière à visualiser plus précisément la distribution de $H^*(10)$ dû aux neutrons dans la salle de traitement et les gradients autour de la ligne, une cartographie de $H^*(10)/D$ a été simulée.

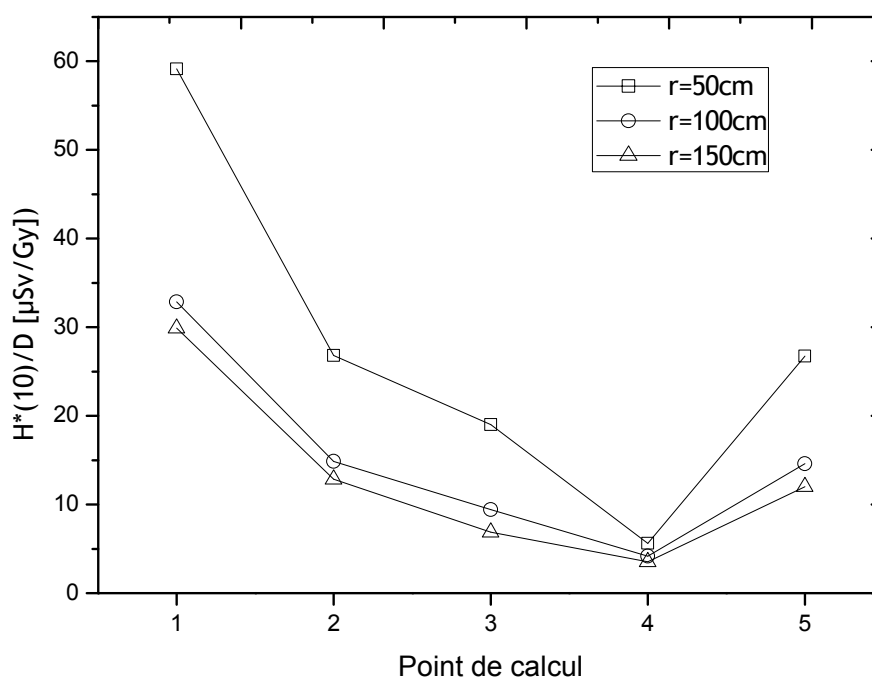


Figure IV.16 - Equivalent de dose ambiant dû aux neutrons, $H^*(10)$, en fonction du point de calcul et à différentes distances r de l'isocentre (50, 100 et 150 cm). Les incertitudes associées aux calculs sont inférieures à 0,5% et ne sont pas représentées.

IV.3.5. Calcul de la distribution de $H^*(10)$ dû aux neutrons dans la salle de traitement

La figure IV.17 représente la cartographie du $H^*(10)/D$ dans le plan horizontal de la salle de traitement Y2. Notons que le calcul de cette distribution a été réalisé sans modulateur de référence mais avec l'insertion de 15 mm de Lexan.

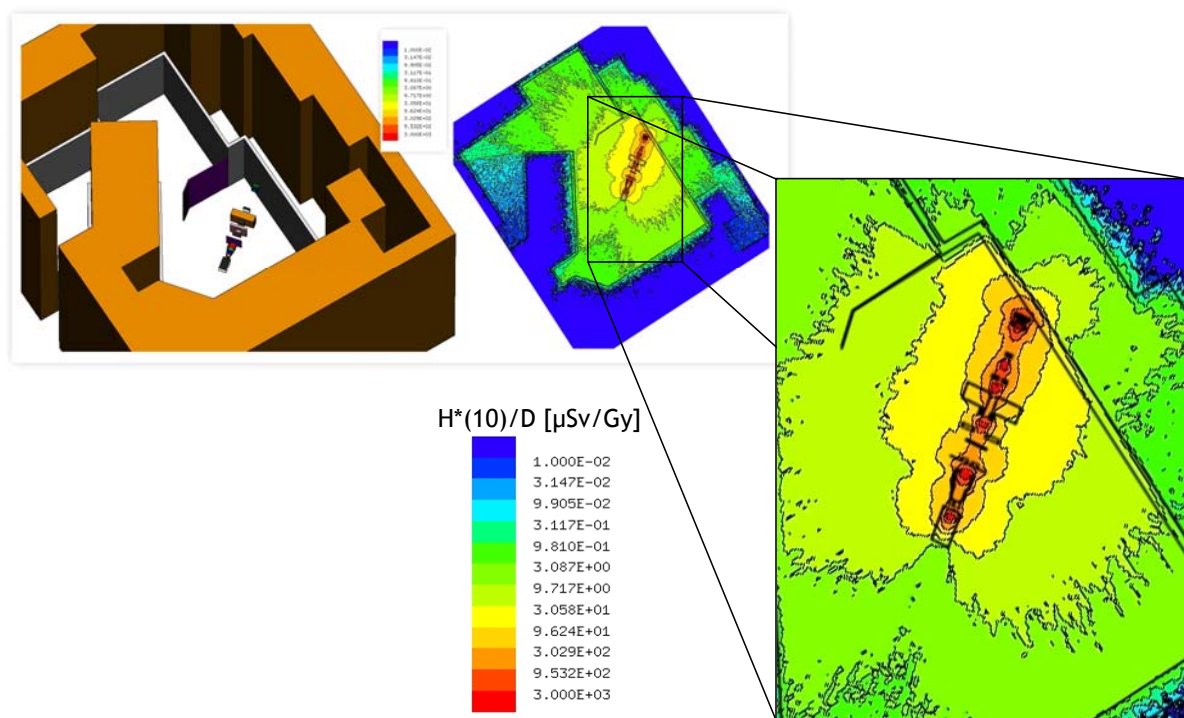


Figure IV.17 - Calcul de la distribution de l'équivalent de dose ambiant dû aux neutrons secondaires, $H^*(10)$, normalisé par dose absorbée thérapeutique, D , dans le plan horizontal de la salle de traitement Y2.

Les éléments de la ligne générant les neutrons sont principalement les dispositifs de collimation en laiton. Les gradients de $H^*(10)$ sont d'autant plus élevés que l'on se rapproche de la ligne de traitement. En aval du collimateur final (C5) on observe un passage de 3 mSv.Gy^{-1} au niveau de C5 à 30 µSv.Gy^{-1} 50 cm en aval.

On remarque par ailleurs que le gradient est faible en aval du fantôme d'eau, à 0° , dans l'axe du faisceau, ce qui explique la faible sensibilité de $H^*(10)$ à la distance observée au point 4 sur la figure IV.16.

IV.3.6. Spectrométrie des neutrons : résultats préliminaires

Les résultats relatifs à la spectrométrie des neutrons présentés et discutés dans ce paragraphe sont préliminaires, seuls les taux de comptages mesurés étant comparés aux taux de comptages calculés avec le modèle.

La figure IV.18 présente les taux de comptages mesurés à l'ICPO et calculés avec le modèle en chacun des points A et D, normalisés par unité moniteur.

Pour les sphères de 4,5 à 12 pouces et pour les trois sphères avec des coquilles métalliques, un bon accord est observé au point D, avec des écarts valant au maximum 6%. Des écarts plus

importants sont constatés au point A. Dans les deux cas, les rapports entre les taux de comptages mesurés et calculés pour les plus petites sphères (3, 3,5 et 4 pouces) montrent des écarts importants, une surestimation par le calcul d'au plus 28% au point D et 90% au point A.

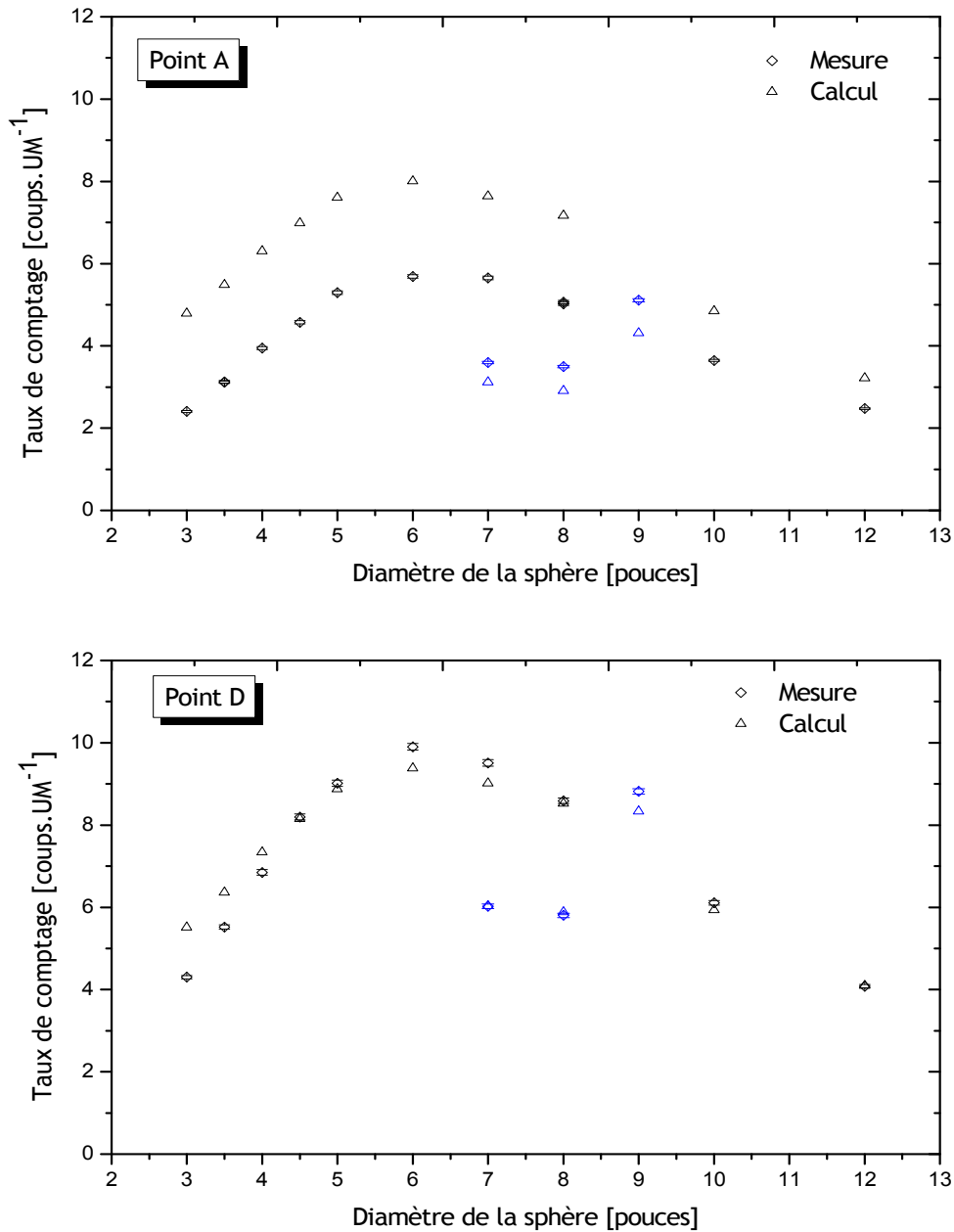


Figure IV.18 - Nombre de coups pour chaque sphères, normalisé par unité moniteur (UM) au point A et D. Les points en bleu correspondent aux sphères contenant des coquilles de W ou de Pb.

Bien que cette analyse doive être prise avec précaution en raison du caractère préliminaire des résultats expérimentaux, les observations précédentes peuvent être discutées de manière qualitative :

- Au point A, le calcul surestime la contribution des neutrons rapides. En effet, la surestimation des taux de comptages est comprise entre 30 et 40% pour les sphères de

diamètre supérieur à 6 pouces. Pour les neutrons de basse énergie, la surestimation par le calcul est plus importante puisque les écarts calcul/mesure sont compris entre 50% et 90% pour les sphères de diamètre inférieur ou égal à 4,5 pouces.

- Au point D l'accord est globalement meilleur, seule la contribution des neutrons de basse énergie paraît être surestimée par le calcul.

Enfin, ces résultats étant préliminaires, les valeurs des fluences totales mesurées aux deux points investigués ne sont pas encore disponibles. Cependant, le nombre total de coups calculé sur l'ensemble des sphères peut être considéré comme un indicateur de la fluence neutronique totale en chaque point. Les différences entre le nombre de coups total, mesuré et estimé par simulation, sont d'environ 30% et 1% respectivement pour le point A et D.

IV.4. CONCLUSION - DISCUSSION

Dans ce chapitre, la deuxième étape de validation du modèle a été présentée. Les doses associées aux neutrons secondaires à distance de la zone traitée dans la salle de traitement ont été évaluées expérimentalement et comparées aux simulations réalisées avec MCNPX.

Six détecteurs dédiés à la dosimétrie des neutrons ont été utilisés pour mesurer l'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$, en plusieurs points de la salle de traitement Y2. Les calculs Monte Carlo ont été réalisés à l'aide du tally F5 permettant d'évaluer le flux de neutrons auquel a été associée une fonction de dose pour convertir ce flux en équivalent de dose ambiant.

Les résultats relatifs aux valeurs de $H^*(10)/D$ mesurées par les différents radiamètres au niveau des points étudiés présentent une cohérence globalement satisfaisante. Les niveaux de $H^*(10)$ les plus élevés se situent à proximité de la ligne ($r < 50\text{cm}$) et pour des angles $\alpha \geq 90^\circ$. Un écart plus significatif entre les différentes mesures a été observé au niveau du point 1, situé à 100 cm de l'isocentre et à un angle α de 135° par rapport à la direction du faisceau. Cependant, en tenant compte de l'incertitude de mesure propre à chaque radiamètre, les réponses sont globalement compatibles en ce point.

La comparaison des valeurs issues des mesures et moyennées pour chaque point avec $H^*(10)$ estimé au moyen du modèle Monte Carlo ont mis en évidence un bon accord global présentant tout de même des écarts supérieurs à 25 % pour certains points. Le point 1, A et C présentent des écarts notables entre le calcul et la mesure. L'incertitude sur le repositionnement des radiamètres dans ces zones où $H^*(10)/D$ est supérieur à $20 \mu\text{Sv.Gy}^{-1}$ peut expliquer en partie ces écarts. De plus, les gradients de $H^*(10)$ en ces points, notamment au niveau du point 1, sont élevés selon les prédictions Monte Carlo mises en évidence dans l'étude spécifique de la variation de $H^*(10)$ en fonction de la distance par rapport à l'isocentre (voir figure IV.16 et IV.17). Des différences entre les positions des points de mesures et de calculs sont donc susceptibles d'avoir un impact notable sur les comparaisons dans ces régions.

Ces écarts peuvent également provenir de l'absence dans le modèle de certains des éléments présents sous la ligne de traitement (en avant de la chaise) et de structures de soutien annexes situées en fin de ligne. En effet, ces dispositifs métalliques ou en placoplâtre peuvent contribuer à atténuer le flux de neutrons secondaires et ainsi entraîner un $H^*(10)/D$ expérimental plus faible que la valeur estimée avec le modèle dans lequel ces structures ne sont pas présentes.

La comparaison entre le calcul et la mesure a également mis en évidence une surestimation systématique des valeurs de $H^*(10)$ par le calcul et ce quel que soit le point considéré. Plusieurs facteurs peuvent contribuer à cette surestimation.

En premier lieu, du point de vue expérimental, l'étude de la réponse en énergie des détecteurs en début de chapitre montre que ces derniers présentent une sous-réponse au-delà de 7-8 MeV. Le détecteur WENDI-2 malgré la présence du filtre en tungstène, présente également une sous réponse entre 8 MeV et 80 MeV, l'amélioration de sa réponse n'étant attendue que pour des énergies neutrons plus élevées. Cette sous-réponse, plus importante après 15 MeV, peut engendrer une légère sous-estimation de $H^*(10)$ dû aux neutrons mesurés, notamment aux points où $H^*(10)/D$ est plus élevé comme les points 1, A et D pour lesquels l'écart calcul/mesure est plus important. Cependant, cet argument n'explique pas totalement la surestimation constatée par le calcul.

Un autre facteur peut également être à l'origine d'une surévaluation des valeurs de $H^*(10)$ avec MCNPX. Il a été reporté dans la littérature [Hérault et al. 2005 ; Stankovskiy et al. 2009] que le code MCNPX présente une surestimation de la diffusion coulombienne multiple. Ce point entraîne un défaut de transmission du faisceau de protons le long du banc optique. Les calculs de $H^*(10)$ étant normalisés par dose absorbée déposée par les protons au point de normalisation, une valeur de $2 \cdot 10^{11}$ protons a été estimée pour obtenir un gray au centre de la longueur de modulation. Une bonne prise en compte de la diffusion coulombienne multiple dans le code réduirait le nombre de protons nécessaires en entrée de ligne pour obtenir un gray au point de normalisation et entraînerait par voie de conséquence une diminution du nombre de neutrons produits et donc une diminution des valeurs de $H^*(10)/D$ calculées. Ce point peut être observé sur les figures IV.12 et IV.14. En effet, il apparaît que les écarts calcul/mesure les plus faibles sont constatés sur l'axe du faisceau (point 4 et B) ou encore en début de ligne (point D, modulateur). Ces points sont peu sensibles à l'excès de diffusion du faisceau de protons modélisé dans MCNPX. En revanche, les points 1, A et C, situés à proximité de la fin de la ligne et à distance de l'axe du faisceau, présentent des écarts significatifs, dus en partie aux protons diffusés en excès dans la partie distale du banc optique.

Il convient de noter que les raisons de la surestimation systématique par MCNPX des valeurs de doses dues aux neutrons secondaires sont probablement plus complexes et que les explications apportées ici ne justifient probablement qu'en partie les écarts obtenus. Par exemple on remarque que le calcul surestime de 21 % l'équivalent de dose au point 4 (voir figure IV.12).

Concernant les résultats relatifs à la distribution en énergie de la fluence neutronique en deux points (A et D), notons qu'ils sont issus d'une toute première étape de l'analyse des données

de spectrométrie. Ces résultats préliminaires ont permis de donner des indications qualitatives sur les résultats des calculs Monte Carlo des distributions en énergie de la fluence neutronique aux deux points de mesures investigués pendant la spectrométrie à l'ICPO. Dans cette première analyse, les taux de comptage mesurés ont été comparés aux taux de comptage théoriques, calculés à partir des spectres et des fonctions de réponse du système de sphères de Bonner. La comparaison des taux de comptage a montré de façon générale que les valeurs des fluences neutroniques calculées sont compatibles avec les données expérimentales et que le spectre au point D, proche du modulateur, sera correctement reproduit. Au point A, la comparaison des taux de comptage indique que le modèle prédit vraisemblablement plus de neutrons qu'il n'en a été évalué expérimentalement. Ces observations sur les taux de comptages aux points A et D sont tout à fait cohérentes avec celles discutées dans le paragraphe précédent sur les comparaisons entre les valeurs de $H^*(10)/D$ calculées et mesurées. Toutefois, bien que les taux de comptages au point A soient tous surestimés les taux de comptages relatifs entre les sphères reproduisent les tendances expérimentales, ce qui signifie que la forme du spectre sera correctement reproduite, seule la fluence absolue étant surestimée.

La déconvolution des données expérimentales devrait donner des indications quant aux formes des distributions en énergie reconstruites pour être compatibles avec ces taux de comptage. Cette phase d'analyse n'a pas été réalisée car elle nécessite de disposer de fonctions de réponse validées. La déconvolution des données permettra de tester les spectres calculés avec MCNPX en les utilisant comme informations a priori.

L'ensemble des observations et discussions relatives à la comparaison des taux de comptage est à prendre avec précautions car des réserves concernant le système de mesure doivent être considérées :

- Les fonctions de réponse utilisées n'ont été que très partiellement validées auprès de champs neutroniques de référence. Le facteur de normalisation appliqué aux valeurs calculées des taux de comptage doit être vérifié avec des mesures supplémentaires auprès de champs neutroniques monoénergétiques de références.
- Une validation auprès de champs neutroniques de haute énergie est également nécessaire, particulièrement pour les fonctions de réponse des trois sphères possédant des coquilles métalliques.

Les résultats sur les taux de comptages présentés et analysés dans ce chapitre fournissent néanmoins un premier élément de validation des spectres calculés avec le modèle.

La méthodologie mise en œuvre dans l'étape de validation qui a consisté à comparer les équivalents de dose mesurés et calculés autour de l'isocentre étant similaire à celle rencontrée dans de nombreuses études issues de la littérature, les résultats obtenus dans ce travail peuvent être mis en parallèle avec certaines valeurs de dose publiées. Par exemple, l'équivalent de dose, H, normalisé par dose absorbé thérapeutique, D, a été estimé à différentes positions choisies comme

représentatives de la position du patient au cours d'un traitement standard sur la ligne dédiée à la neurochirurgie au HCL¹⁸ à Cambridge [Fontenot et al. 2005]. Les traitements de neurochirurgie sont réalisés avec une énergie de 150 MeV et la taille des champs d'irradiation est comparable à celle utilisée pour les traitements ophtalmologiques. Fontenot et al. ont évalué les valeurs de H/D calculées avec MCNPX à 50 cm de l'isocentre et ont identifié cette région comme représentative de la position des gonades. Sur la base de cette approximation, nous avons voulu comparer la valeur de H*(10)/D obtenue sur la chaise de traitement (point A), se situant 40 cm sous l'isocentre, avec celle reportée par Fontenot et al. à 50 cm de l'isocentre au HCL. Il convient de noter que les paramètres de traitement des deux techniques sont différents (75 MeV ici contre 150 MeV dans l'étude publiée), de même que les grandeurs dosimétriques utilisées (H*(10) ici contre H dans l'étude publiée). Ainsi, Fontenot et al. ont calculé une valeur de H/D égale à 27 $\mu\text{Sv.Gy}^{-1}$ à une distance de 50 cm sous l'isocentre et pour un traitement de neurochirurgie. A l'ICPO, la valeur moyenne de H*(10)/D mesurée à 40 cm sous l'isocentre est de 21 $\mu\text{Sv.Gy}^{-1}$ et l'estimation Monte Carlo de 27,8 $\mu\text{Sv.Gy}^{-1}$. Bien que de nombreux paramètres influent sur les valeurs de doses dues aux neutrons secondaires dans la salle de traitement et que deux techniques différentes réalisées dans deux installations distinctes soient a priori difficilement comparables, il s'avère que l'ordre de grandeur des doses secondaires évaluées dans cette première étape de validation est en accord avec certaines valeurs de dose reportées dans la littérature.

Néanmoins, précisons que cette étape de l'étude ne permet pas de conclure que le patient recevrait, dans la région des gonades, un équivalent de dose ambiant compris entre 1,2 et 1,7 mSv au cours d'un traitement de 60 Gy équivalent ⁶⁰Co délivrés à l'œil. En effet, comme il l'a été discuté en fin de chapitre I, la grandeur utilisée dans cette étape de validation, H*(10), n'est pas une grandeur dosimétrique adaptée à la radioprotection du patient. Les comparaisons entre les mesures et les simulations exposées dans ce chapitre ont pour but principal d'évaluer la capacité du modèle à reproduire les doses secondaires mesurées dans la salle de traitement Y2. Les écarts obtenus au niveau des différents points étudiés permettent de considérer le modèle de faisceau et de salle comme similaire à la salle Y2 de l'ICPO. Ainsi, le modèle réalisé avec MCNPX pourrait être utilisé pour une étude d'évaluation des doses secondaires au sein d'un fantôme reproduisant plus précisément l'anatomie humaine. Afin de s'assurer que le modèle est également apte à évaluer des doses absorbées en différents points d'un fantôme avec des écarts raisonnables par rapport aux mesures, une troisième étape de validation du modèle a été mise en œuvre. Des mesures de dose déposée par les neutrons et photons secondaires ont été réalisées au sein d'un mannequin anthropomorphe RANDO® (The Phantom Laboratory) et ont été reproduites par calcul via l'implémentation dans le modèle du fantôme RANDO® voxélisé. La méthodologie mise en œuvre dans cette dernière étape de validation ainsi que les résultats obtenus sont exposés dans le chapitre suivant.

¹⁸ Harvard Cyclotron Laboratory

CHAPITRE V
VALIDATION EXPERIMENTALE DU
MODELE : LA DOSE ABSORBEE DUE AUX
RAYONNEMENTS SECONDAIRES DANS UN
FANTOME ANTHROPOMORPHE

V.1. INTRODUCTION

La dernière étape de validation a été orientée sur la reconstitution de l'irradiation d'un mannequin anthropomorphe équipé de détecteurs pour mesurer les doses absorbées déposées par les neutrons et les photons secondaires dans la salle de traitement.

Ce chapitre présente la méthodologie mise en œuvre lors de l'irradiation du mannequin dans les conditions typiques de traitement du mélanome oculaire. La méthode d'étalonnage des détecteurs de traces utilisés pour mesurer la dose déposée par les neutrons secondaires est également exposée. Enfin, les résultats des comparaisons entre les doses absorbées mesurées dans le fantôme anthropomorphe et calculées à l'aide du modèle de la ligne associé à un fantôme numérique voxélisé sont présentés et discutés.

V.2. MATERIELS ET METHODES

V.2.1. Mesure des doses absorbées dues aux particules secondaires dans le fantôme anthropomorphe RANDO®

V.2.1.a. Le fantôme anthropomorphe de type RANDO®

Le fantôme RANDO® utilisé dans cette étape du projet est un mannequin anthropomorphe réalisé par le *Phantom Laboratory* du département de radiologie de l'université de Chicago, Illinois, et développé par Alderson et al. [Alderson et al. 1962].

Le fantôme RANDO®, dont l'acronyme signifie « Radiation ANalog DOSimetry system », représente un homme de 175 cm et de 73,5 kg. Ces dimensions représentent celles d'un homme standard et sont basées sur les données épidémiologiques de l'armée de l'air Américaine (United States Air Force) modifiées afin de correspondre aux données statistiques de la population civile. Ces données appartiennent aux *Alderson Research Laboratories Inc.* et n'ont pas été publiées [Alderson et al. 1962]. Dans cette étape de validation de l'étude, seul le tronc du fantôme a été utilisé (voir figure V.1 où le fantôme est représenté en deux parties : le thorax supérieur et la tête à droite et le thorax inférieur et l'abdomen à gauche).

Ce mannequin est constitué de trois matériaux : le tissu mou, l'os et le poumon. Le matériau équivalent-tissu est réalisé à partir d'une forme complexe de plastique basée sur du caoutchouc isocyanate synthétique. Sa masse volumique est de $0,985 \text{ g.cm}^{-3}$ pour un numéro atomique de 7,3, ce qui représente une composition moyenne de muscle, de graisse, de fluide, etc. Ce matériau est très résistant (en particulier aux radiations) et reste stable pour différents facteurs environnementaux (température, humidité, etc.). Les poumons sont réalisés à partir du matériau équivalent tissu expansé avec de l'air afin de réduire sa masse volumique à $0,3 \text{ g.cm}^{-3}$. Le fantôme RANDO® est composé de tranches de 2,5 cm d'épaisseur. Comme le montre la figure V.1, la surface de chaque tranche est percée de trous (de 5 mm de diamètre) à intervalles réguliers qui forment un maillage uniforme. Ils servent à accueillir des dosimètres pour la réalisation d'études dosimétriques.



Figure V.1 - Fantôme RANDO® utilisé lors des mesures en salle de traitement Y2.

V.2.1.b. Détecteurs utilisés

- Les détecteurs thermoluminescents : TLD GR-207P

Pour mesurer la dose déposée par les photons secondaires en divers points du fantôme RANDO®, des détecteurs thermoluminescents (TLD¹⁹) du type GR-207P, commercialisés par la société FIMEL ont été employés. Ils sont composés de fluorure de lithium-7, dopés au Mg, Cu et P (${}^7\text{LiF:Mg,Cu,P}$), et se présentent sous la forme d'une poudre qui peut être introduite dans des tubes de plastique étanches de 29 mm de long et de 5 mm de diamètre (voir figure V.2). La granulométrie de la poudre donnée par le constructeur est comprise entre 80 et 200 μm et la gamme de mesure entre 0,5 μGy et 12 Gy. Le matériau ${}^7\text{LiF}$ présente l'avantage d'avoir une bonne équivalence tissu pour les photons.

Depuis de nombreuses années, les propriétés dosimétriques de ce matériau thermoluminescent ont été étudiées, notamment leur sensibilité relative aux photons et neutrons. Il a été suggéré que la poudre de ${}^7\text{LiF:Mg,Cu,P}$ était un bon dosimètre pour les photons dans les champs mixte du fait de son rapport signal sur bruit relativement élevé et de sa faible sensibilité aux neutrons [Pradhan et Bhatt 1989].

La sensibilité relative neutron thermique/photon \square , $S_{\text{nt-}\square}$, a été reportée pour les TLD GR207P. Fantuzzi et al. [Fantuzzi et al. 1999] ont évalué cette sensibilité à 0,11 Sv/Gy(${}^{60}\text{Co}$) dans un champ de neutrons thermiques ce qui représente une des plus faibles valeurs de $S_{\text{nt-}\square}$ par rapport à d'autres types de détecteurs thermoluminescents comme les TLD-100, TLD-700 ou encore GR-200.

¹⁹ Thermo Luminescent Detector



Figure V.2 - Photographie des tubes de plastique dans lesquels la poudre thermoluminescente est introduite ; ces tubes sont insérés dans les trous présents dans les tranches du fantôme.

L'étalonnage des TLD GR-207P a été réalisé sur une installation de référence en kerma dans l'air, K_{air} , au Cobalt-60. Une plaque de plexiglas de 5 mm d'épaisseur a été utilisée lors de l'étalonnage pour s'assurer des conditions d'équilibre électronique.

- Les détecteurs de traces CR-39

Parmi les détecteurs utilisés pour mesurer les rayonnements neutroniques, le CR-39 représente un des matériaux les plus adaptés. Les lettres CR proviennent de « Columbia Resin » et le CR-39 était en fait la 39^e formule chimique composée par la société Columbia Laboratories, Ohio. C'est un plastique thermo-durci de type polycarbonate (PADC²⁰) résistant à la chaleur par ce procédé.

Le principe de mesure repose sur le comptage du nombre de traces laissées sur la surface du détecteur plastique à l'issue d'une irradiation (voir figure V.3). Ces traces sont provoquées par l'émission de noyaux de recul (principalement des protons) suite à l'interaction des neutrons avec les noyaux d'hydrogène contenus dans le CR-39 et dans son convertisseur qui est en général l'étui en plastique dans lequel le détecteur est inséré. Les noyaux de recul sont ralentis dans le matériau et cèdent leur énergie tout au long de leur parcours. A l'échelle moléculaire, l'énergie transférée par le déplacement des particules chargées met en mouvement les électrons ainsi que les noyaux des atomes du détecteur (arrachement d'électrons et déplacement d'atomes). Ceci se traduit par des cassures au niveau des chaînes de polymères ainsi que par la formation de radicaux très réactifs tout au long du parcours de la particule chargée. Ces zones endommagées de manière irréversible sont appelées traces latentes. Elles sont la signature du passage des particules chargées dans le volume du détecteur.

²⁰ Polly-Allyl Diglycol Carbonate

L'attaque chimique est la méthode utilisée pour révéler les traces latentes à la surface du détecteur de traces. Celle-ci est basée sur les propriétés corrosives d'une solution alcaline d'hydroxyde de sodium (NaOH). Lorsque les traces latentes sont en contact avec le liquide corrosif, elles sont attaquées plus rapidement que le reste du polymère, ce qui laisse apparaître des trous sur la surface du plastique. Ces derniers peuvent être alors étudiés au microscope. Ils sont comptés, via un algorithme approprié, sur une surface déterminée du plastique ce qui permet d'en déduire la densité surfacique de traces. Dans un champ mixte de photons et de neutrons, le CR-39 est sensible aux seuls neutrons.

Le type de CR-39 employé pour la mesure des doses dues aux neutrons secondaires au sein du fantôme RANDO® est extrait du dosimètre Neutrak®, particulièrement adapté à nos mesures en raison de ses petites dimensions. Il est produit et commercialisé par la société LCIE LANDAUER. Le Neutrak® est composé d'un détecteur en CR-39 de $19 \times 9 \times 1 \text{ mm}^3$ inséré dans un étui en plastique, le convertisseur (ou radiateur). Ces détecteurs nous ont été fournis par le service de dosimétrie de l'IPN²¹ d'Orsay.

Le Neutrak® est utilisé pour le suivi dosimétrique individuel des travailleurs. Le domaine de mesure spécifié par le constructeur pour ce dosimètre est compris entre 0,10 mSv et 250 mSv (en Hp(10), voir annexe A : « grandeurs opérationnelles »).

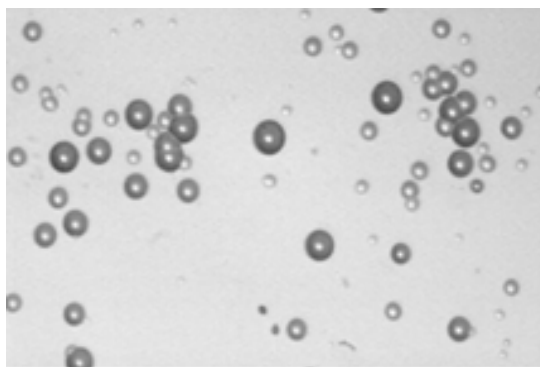


Figure V.3 - Exemple de traces laissées sur la surface d'un détecteur CR-39.

V.2.1.c. Dispositif expérimental

- Points de mesures

Les mesures des doses déposées par les photons et les neutrons secondaires ont été effectuées respectivement en 7 et 8 points du fantôme RANDO®. Le tableau V.1 liste la position des détecteurs dans le fantôme. Les points de mesure ont été choisis pour représenter la position d'un organe. Il convient de noter à ce niveau que les doses discutées dans la suite de ce chapitre ne doivent pas être interprétées comme des doses reçues par les organes mais des doses ponctuelles mesurées en des points représentatifs de la position d'un organe ; aucun organe hormis les poumons n'étant présent dans le fantôme RANDO®.

²¹ Institut de Physique Nucléaire

Les TLD ont été insérés dans les trous prévus à cet effet, présents dans chacune des tranches du fantôme. Des trous supplémentaires ont été percés pour les mesures au niveau de l'œil non traité (ONT), la moelle épinière (ME) et la thyroïde (T).

Tableau V.1 - Localisation et dénomination des TLD GR-207P et des CR-39 dans le fantôme RANDO®.

POSITION DES DETECTEURS			
TLD GR-207P		CR-39	
Localisation	Dénomination	Localisation	Dénomination
Oeil non traité	ONT	Oeil non traité	ONT
Moelle Epinière	ME	Moelle Epinière	ME
Thyroïde	T	Thyroïde droite	TD
Poumon Droit	PD	Thyroïde Gauche	TG
Poumon Gauche	PG	Poumon Droit	PD
Ovaire Droit	OD	Poumon Gauche	PG
Ovaire Gauche	OG	Ovaire Droit	OD
		Ovaire Gauche	OG

Pour les mesures avec les dosimètres Neutraks®, les convertisseurs ont été retirés et seuls les morceaux de CR-39 ont été utilisés. Ils ont été insérés dans les fentes verticales des tranches du fantôme RANDO® correspondant aux organes cités dans le tableau V.1. La figure V.4 présente trois tranches du fantôme dans lesquelles les détecteurs ont été insérés.

Afin d'estimer la variation de la réponse des CR-39 en fonction de l'angle d'irradiation et n'ayant pas connaissance de l'angle d'incidence du champ de neutrons secondaires, un CR-39 supplémentaire a été utilisé pour chaque point de mesure. En effet, en plus du CR-39 placé verticalement dans chacune des fentes sélectionnées, un CR-39 a été positionné horizontalement, entre deux tranches, au dessus de chaque CR-39 vertical. La dose mesurée pour chaque point par le CR-39 vertical a été comparée à celle mesurée par le CR-39 horizontal.



Figure V.4 - Photographies de trois des tranches du fantôme RANDO® dans lesquelles les détecteurs ont été insérés. De gauche à droite, tranches correspondant à l'œil non traité (œil droit), la moelle épinière et la thyroïde.

La position de chacun des détecteurs, TLD et CR-39, a été relevée par rapport à la position de l'isocentre de manière à permettre le positionnement des points de calcul lors de la phase de reproduction numérique de l'irradiation à l'aide du fantôme RANDO[®] numérique voxélisé.

▪ Irradiation

Le fantôme RANDO[®] a été positionné sur la chaise de traitement de manière à reproduire un traitement de l'œil gauche (voir figure V.5). À l'aide des lasers de centrage l'isocentre a été placé à 1,25 cm en arrière de la face d'entrée de l'œil gauche et le centre de l'œil a été placé sur l'axe du faisceau.

L'irradiation a duré 10 minutes à l'intensité nominale de traitement et suivant les conditions standard d'un traitement de l'œil (modulateur de référence M8L8 et 15 mm de Lexan). Une dose totale de 154 Gy (correspondant à 21854 UM) a été délivrée au niveau de l'œil gauche du fantôme.



Figure V.5 - Photographie de la position du fantôme RANDO[®] placé sur la chaise de traitement lors des mesures.

▪ Lecture

PROCEDURE DE LECTURE DES TLD :

Le principe de mesure des rayonnements avec les GR-207P peut se résumer en trois étapes :

- l'ionisation créée par le rayonnement libère une ou plusieurs paires électron-trou,
- l'électron et le trou sont capturés par des impuretés (pièges) du matériau,
- lors de la lecture du dosimètre, le matériau est chauffé (~ 250°C) ce qui donne lieu à la recombinaison des paires (électron-trou) piégés ; cette recombinaison entraîne l'émission de lumière.

La lecture des TLD GR-207P a été réalisée dans le laboratoire à l'aide d'un lecteur dédiée à la mesure de la thermoluminescence ; le signal recueilli est appelé thermogramme (voir figure V.6). L'aire comprise sous le pic est proportionnelle à la dose déposée dans le cristal. La mesure de la quantité de lumière émise, par l'intermédiaire de l'étalonnage, permet d'évaluer la dose reçue. Un minimum de trois lectures a été effectué sur chaque dosimètre.

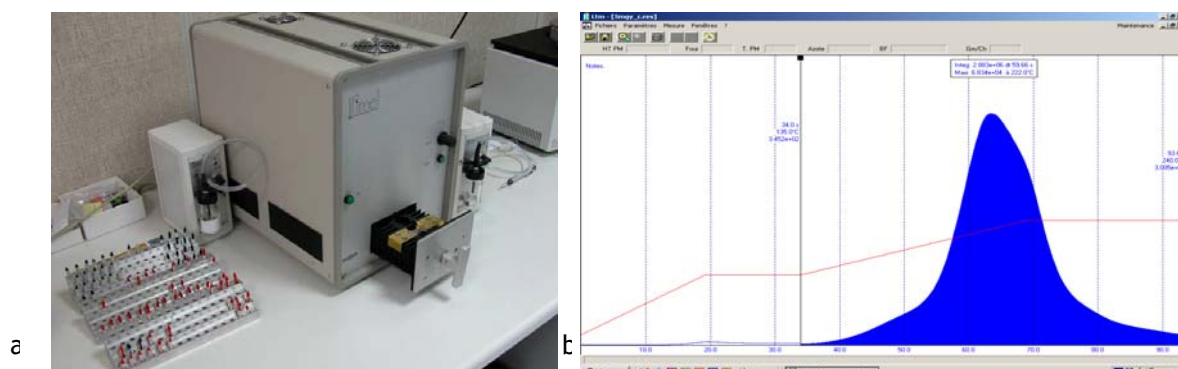


Figure V.6 - a) appareil de mesure de la thermoluminescence ; b) exemple de thermogramme obtenu pour la poudre de fluorure de lithium.

Les valeurs des doses déposées par les photons secondaires dans le fantôme, initialement exprimées en K_{air} (ou en D_{air} dans la mesure où les conditions d'équilibre électronique étaient vérifiées) ont été converties en K_{tissu} (ou en D_{tissu}) à l'aide du rapport des coefficients d'absorption massique de l'air et du tissu [Hubbell et Seltzer 1982].

PROCEDURE DE LECTURE DES CR-39 :

L'exploitation des CR-39 a été réalisée au service de dosimétrie de l'IPN d'Orsay.

Les CR-39 insérés dans le fantôme RANDO® lors des mesures ont été plongés dans un bain de soude de concentration $5,5 \text{ mol}\cdot\text{L}^{-1}$ à $72,4^\circ\text{C}$ pendant 15h30. Ils ont ensuite été placés dans une solution d'acide chlorhydrique de concentration $0,1 \text{ mol}\cdot\text{L}^{-1}$ pour arrêter la réaction. Avant l'analyse au microscope, les détecteurs ont été lavés à l'eau claire.

Les CR-39 horizontaux et verticaux correspondants à chaque point de mesure ont été lus 3 fois sur une surface de 40 mm^2 . La valeur moyenne des trois lectures a été calculée pour déterminer une densité moyenne de traces pour chaque détecteur.

Comme il l'a été précisé précédemment, les CR-39 fournis par le service de dosimétrie de l'IPN étant utilisés pour la dosimétrie individuelle des travailleurs exposés au rayonnement neutronique, ces derniers sont étalonnés selon la grandeur opérationnelle $H_p(10)$. Cette quantité n'étant pas adaptée à une étude relative à la radioprotection du patient en protonthérapie, il a été nécessaire de procéder à un nouvel étalonnage des CR-39 en dose absorbée, l'objectif étant ici

d'établir un lien entre la densité de traces et la dose déposée. Le paragraphe suivant présente cet étalonnage réalisé avec l'aide du LMDN²² sur l'installation AMANDE de l'IRSN à Cadarache.

V.2.2. Etalonnage des détecteurs de traces CR-39

La figure V.7 résume la procédure d'étalonnage des CR-39. L'objectif final de l'étalonnage a été d'établir, pour chaque point de mesure dans le fantôme RANDO[®], un coefficient d'étalonnage permettant de convertir la densité de traces lue sur les CR-39 en dose absorbée. Quatre étapes résument la procédure d'étalonnage des CR-39 : l'étape expérimentale, l'étape numérique, la détermination de la réponse et le calcul du coefficient d'étalonnage à appliquer à chaque point de mesure dans le fantôme. L'étalonnage proprement dit consiste à établir, pour chaque énergie, la relation entre la densité de traces et la dose.

▪ ETAPE 1 : étape expérimentale

Les détecteurs CR-39 ont été irradiés à différentes énergies auprès de l'installation AMANDE de l'IRSN à Cadarache. Cinq énergies ont été choisies pour caractériser la réponse en énergie des CR-39 : 1,2 ; 2,5 ; 5 ; 14,8 et 17 MeV.

L'installation AMANDE produit des champs neutroniques monoénergétiques à partir de particules chargées (protons et deutons) accélérées puis dirigées sur une cible constituée d'un dépôt de scandium, tritium ou deutérium, située sur un mince support métallique. Les interactions nucléaires du projectile (proton ou deuton) avec la cible donne lieu à la production de neutrons dont l'énergie et l'angle d'émission sont très bien corrélés ce qui permet la sélection d'une énergie donnée à un angle donné.

Pour chaque énergie, 4 CR-39 ont été irradiés dans un champ circulaire de 8 cm de diamètre. Une plaque de 5 mm de plexiglas a été placée devant les CR-39 afin d'assurer l'équilibre des protons de recul. Notons que les CR-39 utilisés lors des irradiations sur AMANDE proviennent du même lot que ceux utilisés pour l'irradiation du fantôme à l'ICPO. La figure V.8 présente deux photographies de l'irradiation des CR-39 sur l'installation AMANDE.

Bien que le hall expérimental d'AMANDE ait été conçu pour limiter le nombre de neutrons diffusés à un faible pourcentage par rapport au flux direct, leur contribution n'est pas négligeable et a dû être estimée. Les neutrons diffusés atteignant le point de mesure ont trois origines principales :

- le porte-cible et le support métallique de la cible
- l'air et tous les autres éléments constituant le hall expérimental d'AMANDE,
- la plaque de plexiglas placée devant les CR-39.

²² Laboratoire de Métrologie et de Dosimétrie des Neutrons

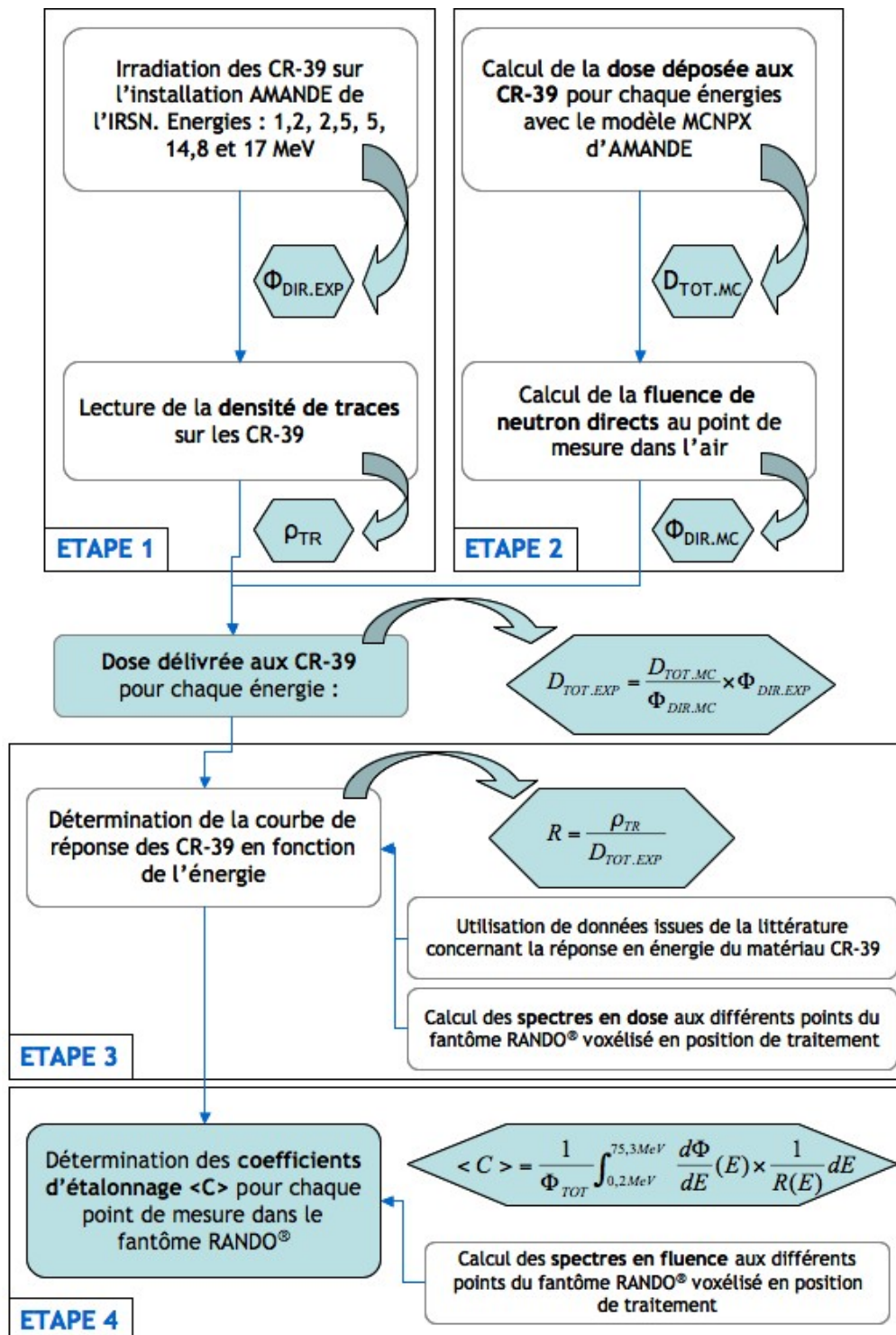


Figure V.7 - Diagramme résumant la procédure d'étalonnage des CR-39 sur l'installation AMANDE de l'IRSN. 3 étapes principales résument l'étalonnage permettant d'aboutir à la détermination des coefficients de conversion de la densité de traces en dose absorbée pour chaque point de mesure dans le fantôme ; ETAPE 1 (étape expérimentale) : irradiation des CR-39 et lecture de la densité de traces ; ETAPE 2 (étape numérique) : calcul Monte Carlo de la dose déposée aux CR-39 et de la fluence de neutrons directs en l'absence de CR-39 ; ETAPE 3 : détermination de la courbe de réponse R des CR-39 en fonction de l'énergie ; ETAPE 4 : Calcul des coefficients d'étalonnage <C>.

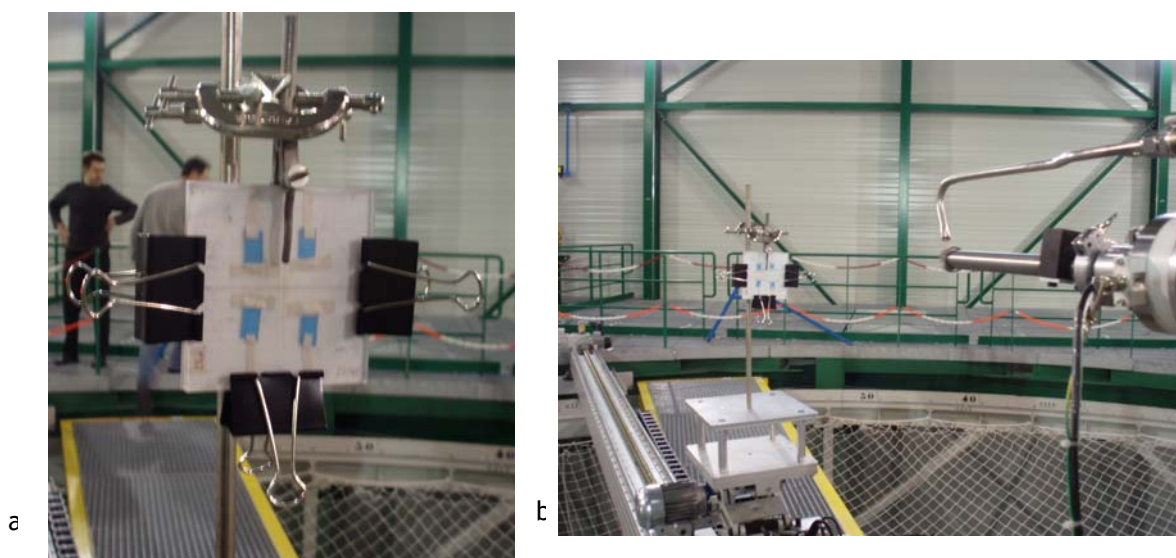


Figure V.8 - Photographies illustrant l'irradiation des CR-39 sur l'installation AMANDE de l'IRSN. a) visualisation des 4 CR-39 placés sous la plaque de plexiglas de 5 mm ; b) CR-39 prêts à être irradiés sur l'installation.

Les CR-39 ont été placés à une distance de 50 cm de la cible (voir figure V.8). Pour chaque énergie d'irradiation, les fluences théoriques à délivrer ont été estimées avant les mesures au moyen de simulations simplifiées modélisant le dispositif d'irradiation de manière à délivrer environ 500 μGy aux CR-39.

Des moniteurs sont utilisés pour transférer les valeurs de référence (ici les fluences déterminées avec les instruments de référence) aux mesures effectuées avec les CR-39. Trois moniteurs sont utilisés afin de suivre dans le temps les variations relatives de la fluence. Ainsi, pour chaque énergie, les références ont été déterminées après chaque irradiation avec un long compteur de précision (PLC) situé à 6 mètres de la cible [Lacoste 2006]. La fluence de référence a été obtenue au point de mesure et correspond à la fluence de neutrons directs, $\Phi_{\text{DIR.EXP}}$, c'est-à-dire celle associées aux neutrons issus de la cible sans interaction ; elle est donnée en cm^{-2} .

Enfin, l'analyse des CR-39 réalisée à l'IPN d'Orsay a permis de mesurer la densité de traces, ρ_{TR} , sur chaque CR-39. La valeur moyenne de la densité de traces calculée sur les 4 CR-39 irradiés par énergie, a été retenue.

Le tableau V.2 résume pour chaque énergie d'irradiation, les valeurs de la fluence de neutrons directs, $\Phi_{\text{DIR.EXP}}$, déterminée expérimentalement et la densité moyenne de traces, ρ_{TR} , correspondante lue sur les CR-39.

La dose délivrée aux CR-39 lors des irradiations a été calculée par Monte Carlo. Le fichier d'entrée permettant de calculer cette dose en tenant compte de l'ensemble des neutrons diffusés par les éléments intégrés dans la géométrie a été fourni par le LMDN. Le calcul de la dose délivrée

au CR-39, de même que le calcul de la fluence délivrée dans l'air au point de détection, sont détaillés dans l'étape 2 de l'étalonnage.

Tableau V.2 - Fluence de neutrons directs mesurée, $\Phi_{\text{DIR.EXP}}$, et densité moyenne de traces, ρ_{TR} , moyennée sur les 4 CR-39 irradiés par énergie.

Energie [MeV]	$\Phi_{\text{DIR.EXP}}$ [cm^{-2}]	ρ_{TR} [mm^{-2}]
1,2	3,34E+07	133,1
2,5	2,05E+07	63,5
5	1,70E+07	34,5
14,8	6,35E+06	11,1
17	9,98E+06	18,3

▪ ETAPE 2 : étape numérique

Dans cette étape, le fichier d'entrée MCNPX fourni par le LMDN (V. Gressier) incluant la géométrie détaillée de l'installation AMANDE a été utilisé. Cette étape a permis d'établir par calcul Monte Carlo un coefficient de conversion de la fluence de neutrons directs en dose absorbée totale.

Pour chaque énergie d'irradiation, la dose déposée, $D_{\text{TOT.MC}}$, par les neutrons directs et diffusés dans le CR-39 a été calculée avec le modèle d'AMANDE. Un tally de type F6 a été défini au point de détection et la plaque de plexiglas de 5 mm a été intégrée.

De même, afin de déterminer la fluence de neutrons directs dans l'air au point de détection (en l'absence de CR-39), $\Phi_{\text{DIR.MC}}$, un tally F4 a été défini et le matériau CR-39 a été remplacé par de l'air ; des cartes spécifiques permettant de distinguer la contribution des neutrons directs et diffusés à la fluence totale ont été associées au tally F4.

Deux cent millions d'histoires ont été simulées afin d'obtenir une incertitude relative inférieure à 2%. Le tableau V.3 liste les résultats des calculs réalisés avec le modèle MCNPX d'AMANDE et, à titre indicatif, la fluence de neutrons totale calculée, $\Phi_{\text{TOT.MC}}$, est également présentée. On remarque que la contribution des neutrons diffusés à la fluence totale est au maximum de 6% pour l'énergie 1,2 MeV.

Les résultats des calculs Monte Carlo ont permis d'établir le coefficient de conversion de la fluence de neutrons directs en dose absorbée au point de détection pour chaque énergie. Ce coefficient est égal au rapport de $D_{\text{TOT.MC}}$ sur $\Phi_{\text{DIR.MC}}$ et est exprimé en Gy.cm^2 .

Tableau V.3 - Dose totale délivrée au point de détection, $D_{TOT.MC}$, tenant compte des neutrons directs et diffusés dans l'installation et fluence de neutrons directs dans l'air (en l'absence de CR-39), $\Phi_{DIR.MC}$. La fluence de neutrons totale calculée, $\Phi_{TOT.MC}$, dans l'air est donnée à titre indicatif.

Energie [MeV]	$D_{TOT.MC}$ [Gy/particule]	$\Phi_{DIR.MC}$ [cm^{-2} /particule]	$\Phi_{TOT.MC}$ [cm^{-2} /particule]
1,2	1,02E-15	5,78E-05	6,17E-05
2,5	1,99E-15	8,13E-05	8,47E-05
5	4,76E-15	1,50E-04	1,53E-04
14,8	1,80E-15	3,33E-05	3,53E-05
17	2,26E-15	3,87E-05	4,06E-05

Ainsi, à l'aide des étapes 1 et 2 de la procédure d'étalonnage, pour chaque énergie, la dose absorbée totale délivrée aux détecteurs CR-39 a pu être calculée selon la formule :

$$D_{TOT.EXP} = \frac{D_{TOT.MC}}{\Phi_{DIR.MC}} \times \Phi_{DIR.EXP} \quad (V.1)$$

Pour chaque énergie d'irradiation la densité moyenne de traces, ρ_{TR} , obtenue et la dose absorbée totale déposée aux CR-39, $D_{TOT.EXP}$, ont permis de d'établir la réponse des CR-39 en dose absorbée en fonction de l'énergie des neutrons sur la gamme 1,2 - 17 MeV. L'établissement de cette courbe de réponse en énergie est décrit dans l'étape 3 de cette procédure d'étalonnage de même que la méthode d'exploitation de la courbe.

▪ ETAPE 3 : Courbe de réponse des CR-39 en fonction de l'énergie

Pour chaque énergie d'irradiation, la réponse des CR-39 a été établie selon la formule :

$$R = \frac{\rho_{TR}}{D_{TOT.EXP}} \quad (V.2)$$

avec ρ_{TR} la densité de traces et $D_{TOT.EXP}$ la dose délivrée aux CR-39. Les valeurs calculées de la réponse R, exprimées en densité de traces par micrograys ($\mu Gy^{-1}.mm^{-2}$), pour chaque énergie sont répertoriées dans le tableau V.4. La méthode de calcul des incertitudes sur R, S_{ETAL} , présentées dans le tableau V.4 est détaillée plus loin (voir paragraphe V.2.3.a)

La linéarité de la réponse des CR-39 en fonction de la dose ayant été vérifiée par le service de dosimétrie de l'IPN, les résultats obtenus permettent d'observer que la réponse des CR-39 sur la gamme 1,2 - 17 MeV décroît lorsque l'énergie augmente. Elle diminue de près d'un facteur 2 entre deux énergies d'irradiation successives à l'exception des énergies 14,8 et 17 MeV pour lesquelles R

est constante. Cependant, ce comportement n'est pas significatif compte tenu des incertitudes estimées, voisines de 10% pour ces deux points.

Ces données expérimentales sont compatibles avec la littérature puisque Zamani et al. [Zamani et al 1996] ont reporté des courbes de réponses en Hp(10) similaires entre 1 et 14 MeV.

Tableau V.4 - Densité de traces, ρ_{TR} , dose délivrée aux CR-39, $D_{TOT.EXP}$, et valeurs de la réponse, R, des CR-39 pour chaque énergie d'irradiation.

Energie [MeV]	ρ_{TR} [mm^{-2}]	$D_{TOT.EXP}$ [μGy]	R [$\mu Gy^{-1} \cdot mm^{-2}$]	S_{ETAL} [%]
1,2	133,1	589,9	0,226	9,5
2,5	63,5	502,3	0,126	8,7
5	34,5	538,5	0,064	9,0
14,8	11,1	343,1	0,032	10,4
17	18,3	583,8	0,031	9,5

L'ajustement a été réalisé sur le logarithme de la réponse en fonction du logarithme de l'énergie. Un ajustement linéaire a été déterminé sur les points expérimentaux obtenus pour cette plage en énergie. Cet ajustement linéaire, établi entre 1,2 et 17 MeV, est présenté sur la figure V.9, avec R la réponse en densité de traces par micrograys ($\mu Gy^{-1} \cdot mm^{-2}$), et E l'énergie des neutrons en MeV.

Cependant, le spectre en énergie des neutrons secondaires générés dans la salle de traitement Y2 s'étendant des énergies thermiques à l'énergie cinétique initiale du faisceau de protons (75,3 MeV), il s'est avéré nécessaire d'extrapoler la courbe de réponse des CR-39 en deçà de 1,2 MeV et au-delà de 17 MeV.

Pour les énergies du spectre de neutrons inférieures à 1,2 MeV de nombreuses données sont disponibles dans la littérature. En effet, les CR-39 étant généralement utilisés pour la dosimétrie individuelle des travailleurs, leur réponse en énergie a souvent été caractérisée entre 100 keV et 5 MeV [Griffith et al. 1981 ; Decossas et al. 1983]. Cross et al [Cross et al. 1987] ont calculé des ajustements de la réponse en énergie de détecteurs CR-39 sur des données expérimentales issues de la littérature. Leur étude révèle que la réponse des détecteurs de traces chute fortement entre 100 keV et 200 keV, est relativement indépendante de l'énergie entre 200 keV et 1 MeV et décroît entre 1 et 14 MeV. D'autres auteurs avaient déjà reporté que la limite inférieure de détection des neutrons se situait entre 100 et 200 keV [Griffith et al. 1981 ; Decossas et Vareille 1987].

Pour les énergies du spectre de neutrons supérieures à 17 MeV, peu de données sont disponibles dans la littérature. Cependant, un rapport récent établi dans le cadre d'un projet européen relatif à la dosimétrie et l'exposition du personnel aérien, le projet DOSMAX, révèle que

la réponse en énergie des détecteurs CR-39 décroît de manière monotone entre 10 MeV et 100 MeV [DOSMAX 2004].

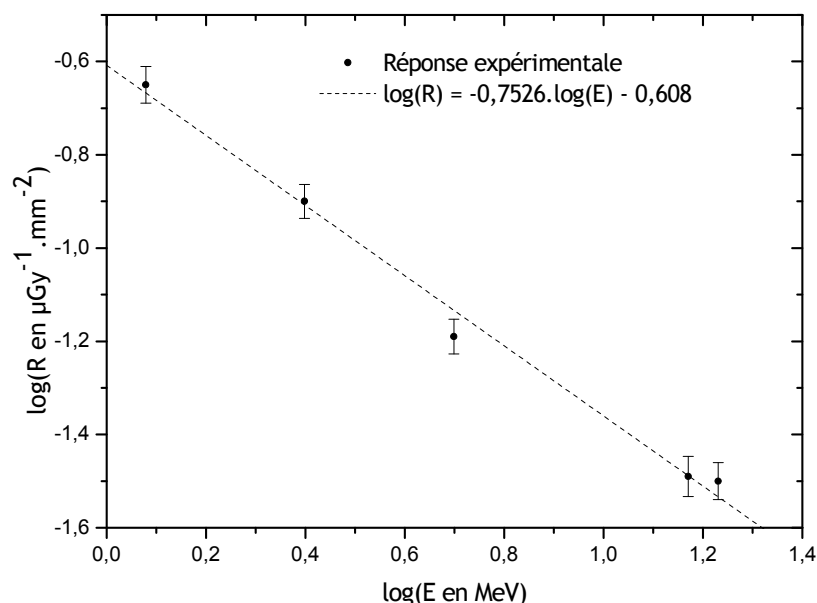


Figure V.9 - Réponse expérimentale R (log) des CR-39 en fonction de l'énergie (log) entre 1,2 et 17 MeV. Un ajustement linéaire en échelle doublement logarithmique de la réponse a été réalisé.

En se basant sur ces considérations et afin d'exploiter la courbe de réponse des CR-39 en dehors des bornes en énergies évaluées expérimentalement, la réponse en énergie des CR-39 a été considérée comme :

- nulle pour $E < 200$ keV,
- constante pour $200 \text{ keV} < E < 1$ MeV, égale à la réponse des CR-39 à 1,2 MeV,
- extrapolée selon l'ajustement réalisé entre 1 et 75,3 MeV, c'est à dire jusqu'à l'énergie cinétique initiale du faisceau de protons spécifiée dans le modèle Monte-Carlo.

La courbe de réponse ainsi établie est présentée sur la figure V.10.

Notons que ces approximations ont été réalisées en raison du manque de données relatives à la caractérisation en énergie des détecteurs de traces utilisés. Néanmoins, afin d'estimer l'erreur induite par la coupure à 200 keV, la contribution relative des neutrons secondaires à la dose en fonction de leur énergie a été calculée par Monte-Carlo. Dans ce but, des spectres en dose absorbée aux 8 points de mesure choisis dans le fantôme RANDO[®] (voir tableau V.1) ont été calculés avec le modèle. L'intégration du fantôme RANDO[®] voxélisé dans le modèle mise en œuvre pour réaliser ces calculs de spectres est décrite au paragraphe V.2.4.a.

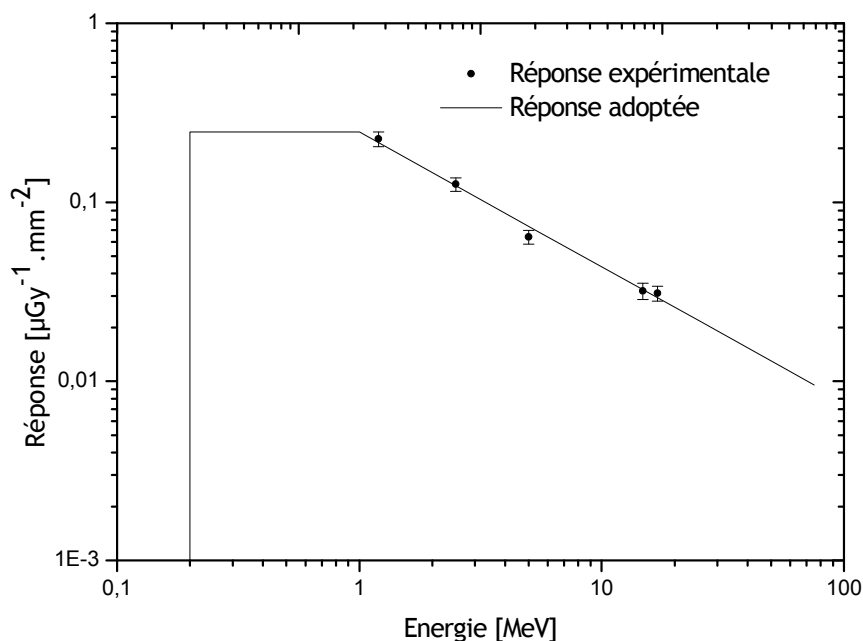


Figure V.10 - Courbe de réponse en énergie adoptée des CR-39 entre 200 keV et 75,3 MeV.

Ainsi, en chaque point du fantôme numérique une cellule sphérique de 1 cm de diamètre a été définie. Seules les cellules définies dans les poumons ont été spécifiées en matériau poumon (masse volumique égale à $0,26 \text{ g.cm}^{-3}$), les 6 autres cellules ayant été définies en matériau équivalent au tissu mou (masse volumique égale à $1,06 \text{ g.cm}^{-3}$).

Le transport des particules dans le fantôme RANDO[®] voxelisé étant coûteux en temps, chaque tally de type F6 défini dans ces cellules a été associé à une sphère « DXTRAN » pour augmenter la population de neutrons dans la région du tally (voir paragraphe II.2.1.e relatif à la sphère « DXTRAN »). Le nombre de particules suivies a été spécifié à 120 millions pour obtenir une incertitude statistique inférieure à 3% avec cette technique de réduction de variance.

La contribution relative (en %) des neutrons secondaires, en fonction de leur gamme en énergie, à la dose absorbée en chaque point considéré dans le fantôme a été estimée à partir des spectres en dose absorbée calculés. Le tableau V.5 présente ces résultats, de même que la valeur de ces contributions moyennée sur tous les points pour chaque gamme en énergie.

On remarque que la contribution des neutrons d'énergie inférieure à 100 keV est faible, inférieure à 6%. En effet, en moyenne, pour les 8 points considérés dans le fantôme, moins de 5% de la dose est délivrée par les neutrons d'énergie inférieure à 100 keV. De même, les neutrons compris dans la gamme en énergie 100 - 200 keV contribuent à moins de 5% de la dose absorbée pour les points ONT, ME, TD, TG, OD et OG. La contribution de ces neutrons à la dose absorbée reçue au niveau des points situés dans les poumons est supérieure et atteint environ 12%. Ainsi, l'approximation réalisée sur la coupure à 200 keV de la courbe de réponse des CR-39 entraîne la non

prise en compte de neutrons contribuant à environ 15% de la dose déposée aux points pulmonaires et à moins de 10% de la dose pour les autres points. Autrement dit, la gamme en énergie de la courbe de réponse des CR-39 exploitée dans cette étude couvre en moyenne près de 90% des neutrons contribuant à la dose absorbée dans le fantôme.

Tableau V.5 - Contributions relatives (en %) des neutrons secondaires en fonction de leur gamme en énergie, à la dose absorbée en chaque point du fantôme RANDO® voxélisé en position de traitement.

Energie des neutrons[MeV]	ONT	ME	TD	TG	PD	PG	OD	OG	Moyenne
< 0,1	3,2	4,7	4,5	3,8	3,4	3,6	5,9	5,1	4,3
0,1- 0,2	3,6	2,4	4,6	4,0	11,9	11,5	3,6	3,2	5,6
0,2 - 1	35,6	14,7	34,4	37,0	27,9	26,8	22,4	26,6	28,2
1 - 20	45,9	51,8	43,8	43,6	41,2	41,9	45,7	40,6	44,3
> 20	11,7	26,5	12,8	11,6	15,6	16,2	22,4	24,6	17,7

Il convient de noter cependant que la réponse en énergie des détecteurs de traces est dépendante de nombreux paramètres. Par exemple, pour un même type de détecteur, elle peut varier en fonction du type de convertisseur et du processus d'attaque chimique utilisé pour révéler les traces [Cross et al. 1987 ; Al-Najjar et Piesh 1987]. De plus, les études publiées et discutées ici présentent généralement des réponses en fonction de l'énergie exprimées en Hp(10) et non en dose absorbée ; à notre connaissance, aucune étude publiée ne s'est intéressée à la caractérisation en dose absorbée de ce type de détecteurs.

Notons également que l'incertitude globale associée à l'étalonnage, S_{ETAL} , des CR-39 a été estimée et est présentée au paragraphe V.2.3.

▪ ETAPE 4 : calcul des coefficients d'étalonnage <C>

L'étape 3 de la procédure d'étalonnage des CR-39 a permis de déterminer leur courbe de réponse en énergie sur la gamme 200 keV - 75,3 MeV. A l'aide de cette courbe de réponse, il a été possible de calculer, pour chaque point dans le fantôme, un coefficient d'étalonnage, <C>, permettant de convertir la densité de traces à la dose absorbée. Néanmoins, le spectre en énergie des neutrons étant différent en chaque point du fantôme RANDO®, il s'est avéré nécessaire d'estimer au préalable, par calcul Monte Carlo, les 8 spectres en fluence des neutrons secondaires, à la position de chaque point de mesure.

La méthode mise en œuvre pour calculer ces spectres est similaire à celle décrite plus haut pour le calcul des spectres en dose absorbée. Pour ces spectres un tally de type F4 a été défini et la méthode de simulation de la modulation avec 6 secteurs, décrite au chapitre IV (voir paragraphe IV.2.3.a), a été employée. Les spectres en fluence sont présentés dans l'annexe C.

Ainsi, un coefficient de conversion moyen, $\langle C \rangle$, calculé pour chaque spectre en fluence et pris comme l'inverse de la réponse a été évalué pour les 8 points de mesures dans le fantôme. Ces coefficients, exprimés en $\mu\text{Gy}\cdot\text{mm}^2$, ont été calculés selon la formule :

$$\langle C \rangle = \frac{1}{\Phi_{TOT}} \int_{0,2\text{MeV}}^{75,3\text{MeV}} \frac{d\Phi}{dE}(E) \times \frac{1}{R(E)} dE \quad (\text{V.3})$$

avec, pour chaque point choisis dans le fantôme, $\langle C \rangle$, le coefficient de conversion moyen, Φ_{TOT} , la fluence de neutrons totale calculée en ce point, $d\Phi(E)/dE$, la distribution de la fluence de neutrons calculée et $R(E)$ la réponse en énergie correspondante.

Les coefficients d'étalonnage moyens ainsi obtenus pour chaque point ont permis de convertir la densité de traces, ρ_{RANDO} , lue sur chacun des CR-39 inséré dans le fantôme en dose absorbée. Ils sont résumés dans le tableau V.6.

Tableau V.6 - Valeurs des coefficients d'étalonnage moyens permettant de convertir la densité de traces lue sur les CR-39 en dose absorbée.

Point de mesure	$\langle C \rangle$ [$\mu\text{Gy}\cdot\text{mm}^2$]
ONT	13,75
ME	18,18
TD	13,70
TG	13,11
PD	14,53
PG	14,14
OD	20,36
OG	21,14

On remarque que la valeur du coefficient d'étalonnage augmente lorsque l'énergie moyenne du spectre au point considéré diminue (voir l'annexe C).

V.2.3. Estimation des incertitudes de mesure

Les incertitudes discutées dans ce paragraphe sont données à un intervalle de confiance de 68,3% c'est-à-dire à une déviation standard ($k=1$).

V.2.3.a. Incertitude sur l'étalonnage en énergie des CR-39

L'incertitude relative sur l'étalonnage en énergie des CR-39, S_{ETAL} , a été calculée de manière composée en tenant compte de l'incertitude associée à chacune des étapes de la procédure d'étalonnage. Cinq facteurs principaux entrent dans la composition de S_{ETAL} :

- l'incertitude relative sur la fluence de neutrons directs expérimentale, $S_{\Phi.DIR.EXP}$, fournie par le LMDN, qui prend en compte l'incertitude sur la réponse du moniteur et celle liée à la correction de distance entre le moniteur et la position des CR-39,
- l'incertitude relative sur la moyenne des mesures, S_{MOY} , calculée sur les quatre lectures correspondant aux quatre CR-39 irradiés par énergie,
- l'incertitude relative de répétabilité, S_R , estimée au moyen de 12 lectures du même CR-39,
- l'incertitude relative sur le calcul de la dose absorbée totale déposée par les neutrons secondaires au CR-39, $S_{D.TOT.MC}$, (étape 2 de la procédure d'étalonnage, voir figure V.7),
- et l'incertitude relative sur le calcul de la fluence de neutrons directs dans l'air au point de détection, $S_{\Phi.DIR.MC}$.

Ainsi, l'incertitude relative sur l'étalonnage a été calculée comme la somme quadratique des incertitudes citées ci-dessus, selon la formule :

$$S_{ETAL} = \sqrt{(S_{\Phi.DIR.EXP})^2 + (S_{MOY})^2 + (S_R)^2 + (S_{D.TOT.MC})^2 + (S_{\Phi.DIR.MC})^2} \quad (V.4)$$

S_{MOY} et S_R ont été élargies du facteur de Student.

Les valeurs de S_{ETAL} pour chaque énergie d'irradiation, et celles des incertitudes la composant, sont données dans le tableau V.7.

Tableau V.7 - Bilan des incertitudes liées à l'étalonnage en énergie des CR-39 (k=1).

	1,2 MeV	2,5 MeV	5 MeV	14,8 MeV	17 MeV
$S_{\Phi.DIR.EXP}$ [%]	8,4	8,3	8,3	8,3	8,3
S_{MOY}^* [%]	3,6	1,1	2,3	5,4	3,4
S_R^* [%]	2	2	2	2	2
$S_{D.TOT.MC}$ [%]	0,6	0,7	0,7	1,7	1,6
$S_{\Phi.DIR.MC}$ [%]	1,4	1,2	1,1	1,9	1,7
S_{ETAL} [%]	9,5	8,7	9,0	10,4	9,5

* élargies du facteur de Student

Notons que d'autres sources d'incertitude n'ont pas été prises en compte dans le calcul de S_{ETAL} , à savoir l'incertitude sur le fading (perte de sensibilité des CR-39 au cours du temps),

l'incertitude sur l'étalonnage de la surface de lecture (typiquement inférieure à 0,2%). De même, l'incertitude liée à l'ajustement réalisé sur les points expérimentaux entre 1,2 et 17 MeV, ou, d'une manière générale l'incertitude globale associée à l'établissement de la courbe de réponse en énergie n'a pas été considérée ici. En effet, cette incertitude est relativement difficile à estimer principalement en raison du postulat concernant la forme de la courbe de réponse en énergie des CR-39 utilisée pour extrapoler les points évalués expérimentalement.

V.2.3.b. Incertitude liée à la mesure avec les CR-39 dans le fantôme RANDO®

L'incertitude relative associée aux mesures aux différents points du fantôme RANDO®, S_{MES} , a été calculée comme la somme quadratique de l'incertitude relative sur l'étalonnage en énergie des CR-39, S_{ETAL} , de l'incertitude relative associée à la répétabilité, S_R , et de l'incertitude relative sur la moyenne des mesures en chaque points du fantôme, S_{MOY} . S_{MES} s'écrit :

$$S_{MES} = \sqrt{(S_{ETAL})^2 + (S_R)^2 + (S_{MOY})^2} \quad (V.5)$$

Dans le cas de l'incertitude associée aux mesures dans le fantôme, l'incertitude d'étalonnage intègre en plus celle associée au coefficient de conversion moyen évalué pour chaque point. Cependant, en raison de l'utilisation de la courbe de réponse en énergie globale pour le calcul du facteur de conversion moyen, ce dernier est difficile à estimer. Ainsi, l'incertitude relative d'étalonnage la plus élevée estimée sur AMANDE a été appliquée aux 8 points de mesures dans le fantôme, soit 10,4%, correspondant à l'énergie 14,8 MeV. Dans cette approximation, l'incertitude relative sur le calcul des spectres en fluence aux 8 points du fantôme n'est pas prise en compte. Une étude de sensibilité relative aux approximations réalisées sur la courbe de réponse en énergie et leur influence sur la détermination des coefficients d'étalonnage moyens est présentée dans l'annexe D.

L'incertitude relative associée à la répétabilité, S_R , estimée sur les 12 lectures du même CR-39 égale à environ 2% (une fois élargie du facteur de Student), a été appliqué à chaque point de mesure dans le fantôme RANDO® (voir tableau V.7).

L'incertitude relative sur la moyenne des mesures, S_{MOY} , a été calculée sur les trois lectures de densité de traces effectuées sur le CR-39 vertical et horizontal de chaque point. S_{MOY} a été élargie du facteur de Student.

Les valeurs de S_{MOY} et S_{MES} sont résumées dans le tableau V.8

Tableau V.8 - Incertitude relative totale sur la mesure avec les CR-39 dans le fantôme RANDO[®], S_{MES} ($k=1$). L'incertitude relative sur la moyenne des mesures en chaque point, S_{MOY} , est donnée et les incertitudes S_R et S_{ETAL} entrant dans le calcul de S_{MES} valent respectivement 2% et 10,4% pour tous les points.

Point de mesure	S_{MOY}^* [%]	S_{MES} [%]
ONT	5,4	11,9
ME	18	20,9
TD	4,1	11,4
TG	2,6	10,9
PD	6	12,2
PG	9,1	14
OD	6,2	12,3
OG	11,4	15,6

* élargie du facteur de Student

V.2.3.c. Incertitude de mesure avec les TLD GR-207P

L'incertitude sur l'étalonnage des TLD a été estimée à 1,6% et tient compte notamment de l'incertitude sur la délivrance de la valeur de référence, de l'incertitude sur la distance d'irradiation durant l'étalonnage et de l'incertitude liée à l'utilisation de la plaque de plexiglas. Sur la base des trois lectures réalisées sur chacun des 7 TLD placées dans la fantôme RANDO[®] et en raison des faibles variations de dose observées entre chaque lecture, l'incertitude relative sur la moyenne des mesures avec les TLD a été estimée à 1,3% et appliquée à tous les points du fantôme. L'incertitude relative composée totale vaut donc 2%.

V.2.4. Calcul de la dose absorbée due aux particules secondaires dans le fantôme RANDO[®] voxélisé

Cette étape de validation du modèle étant basée sur la reconstitution numérique de l'irradiation du fantôme RANDO[®] en conditions de traitement, ce dernier a dû être voxélisé puis intégré à la géométrie de la salle Y2.

V.2.4.a. Voxélisation d'un fantôme avec l'outil SESAME

L'application SESAME a été utilisée pour voxéliser le fantôme RANDO[®] et générer un fichier d'entrée au format MCNPX.

SESAME est un programme développé à l'IRSN sous l'environnement de développement PV-Wave. Il est principalement utilisé au LDRI pour la reconstitution dosimétrique d'accidents d'irradiation [Huet et al. 2009]. Son but principal est la création d'un fichier d'entrée modélisant un fantôme voxélisé au format du code de calcul Monte Carlo MCNPX. Le schéma de principe de

l'application SESAME est présentée sur la figure V.11. Ses principales fonctionnalités sont :

- la création de fantômes voxélisés,
- la définition et le positionnement de la source,
- la définition de l'environnement de l'accident,
- la création du fichier d'entrée au format MCNPX,
- l'exploitation du fichier de sortie de MCNPX et l'affichage des résultats.

Notons que dans notre étude, seule la fonction de création du fichier d'entrée MCNPX intégrant le fantôme RANDO voxélisé a été utilisée.

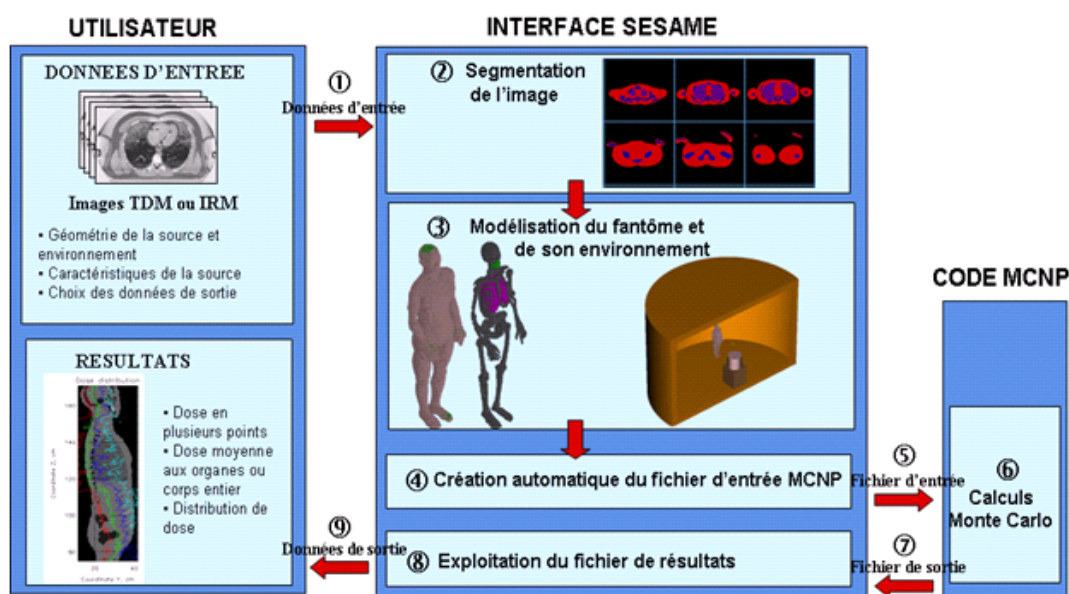


Figure V.11 - Schéma de principe général de l'application SESAME

Le fantôme RANDO[®] numérique a été construit à partir d'images tomодensitométriques du fantôme physique. Pour cela le logiciel ISOgray, développé par la société Dosisoft, a été utilisé en premier lieu pour définir les contours du fantôme sur les images du scanner importées.

Une fois les données de contours importées dans SESAME, l'étape de segmentation a été réalisée. La segmentation consiste à discriminer les différents tissus du fantôme par seuillage des niveaux de gris (étape 2 sur la figure V.11). Les tissus os cortical, poumon et tissu mou dans le fantôme numérique ont été ainsi identifiés (voir figure V.12). Notons que la totalité du fantôme RANDO[®] physique ayant été scannée (jambes, tronc, bras et tête), les jambes et les bras ont été exclus de chacune des coupes les comportant. Ainsi, après l'étape de segmentation, le fantôme RANDO[®] numérique voxélisé, et défini en réseau lattice (structure répétée dans MCNPX), a été généré de manière identique à celui utilisé lors des mesures à l'ICPO.



Figure V.12 - Visualisation du fantôme RANDO® numérique voxélisé (corps entier) obtenu après segmentation sous SESAME ; tissu mou à gauche, squelette et poumons à droite. Le fantôme numérique voxélisé utilisé pour les calculs n'intègre pas les jambes et les bras

V.2.4.b. Intégration du fantôme RANDO® voxélisé au modèle

Le fantôme numérique voxélisé a été placé en position de traitement, identique à celle mise en œuvre lors des mesures (voir figure V.13). Pour cela, l'isocentre, situé à 7,8 cm du collimateur final C5 dans le modèle, a été positionné 1,25 cm en arrière de la face d'entrée de l'œil du fantôme ; il a été aligné sur le centre de l'œil.

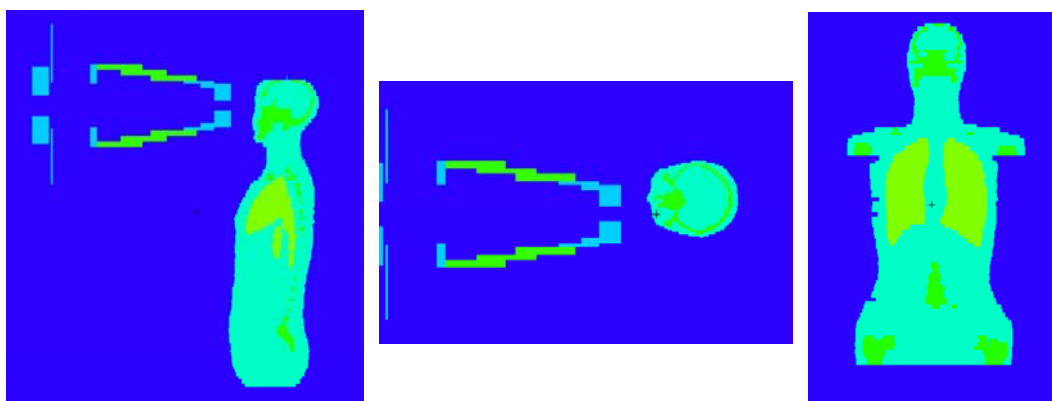


Figure V.13 - Visualisation dans les trois plans du fantôme RANDO® voxélisé introduit dans le modèle MCNPX de la salle de traitement Y2.

Les compositions par fractions massiques des trois matériaux composés du fantôme RANDO® sont données dans le tableau V.9. Les masses volumiques utilisées pour les matériaux os cortical, tissu mou et poumon sont respectivement égales à $1,92 \text{ g.cm}^{-3}$, $1,06 \text{ g.cm}^{-3}$ et $0,26 \text{ g.cm}^{-3}$.

Tableau V.9 - Composition (par fraction massique) et masse volumique des trois matériaux composés entrant dans la composition du fantôme RANDO® voxélisé.

Matériaux	H	C	N	O	Na	Mg	P	S	Cl	K	Ca	Masse volumique [g.cm-3]
Tissu Mou	0,102	0,143	0,034	0,708	0,002		0,003	0,003	0,002	0,003		1,06
Os cortical	0,034	0,155	0,042	0,435		0,002	0,103	0,003			0,225	1,92
Poumon	0,103	0,105	0,031	0,749	0,002		0,002	0,003	0,003	0,002		0,26

V.2.4.c. Calcul des doses absorbées dues aux particules secondaires dans le fantôme RANDO® numérique

Une fois le fantôme RANDO® voxélisé intégré au modèle numérique, des cellules sphériques de 1 cm de diamètre ont été placées aux points définis dans le tableau V.1. Des tallies de type F6 ont été employés et les doses déposées par les photons et neutrons secondaires ont été calculées dans chacune des sphères (voir figure V.14).

Les détecteurs thermoluminescents ⁷LiF ayant une bonne équivalence tissu, les sept cellules de calcul (ONT, ME, T, PD, PG, OD et OG) ont été définies en matériau tissu mou (voir tableau V.8) pour le calcul de la dose absorbée due aux photons secondaires.

À l'inverse, concernant la dose absorbée déposée par les neutrons secondaires, le CR-39 n'étant pas considéré comme équivalent tissu [HPS], il s'est avéré nécessaire de spécifier les cellules de tallies en matériau CR-39 dans le fantôme. La composition par fraction massique choisie pour le CR-39 est la suivante : 49% d'hydrogène, 32% de carbone et 19% d'oxygène.

Les protons, neutrons et photons ont été transportés lors des simulations (spécifiés dans la carte « Mode » de MCNPX). Comme il l'a été expliqué au paragraphe V.2.2, le transport des particules dans le réseau lattice représentant le fantôme RANDO® voxélisé est très coûteux en temps. De plus, le volume des sphères de calcul étant d'environ 0,5 cm³, la population de photons et neutrons secondaires contribuant au tally lors d'une simulation s'est avérée être très faible. Ainsi, pour augmenter les populations de particules secondaires dans la région d'intérêt du fantôme, une sphère « DXTRAN » a été associée à chaque sphère de tally (voir paragraphe II.2.1.e relatif à la sphère « DXTRAN » et figure V.14).

Les calculs ont été réalisés sous l'environnement Windows et le programme MPICH (MPI) [Gropp et al. 1996] a été employé pour paralléliser les calculs sur plusieurs processeurs. Trois processeurs Pentium 4 « dualcore » (soit six processeurs de fréquence moyenne comprise entre 2,5 et 3,5 GHz) ont été utilisés pour réaliser les simulations. 70 millions d'histoires ont été générées pour obtenir une incertitude relative comprise entre 2 et 3 % en fonction du point de calcul, ce qui correspond à un temps moyen de calcul d'environ 3 jours avec MPICH.

L'ensemble des calculs de dose absorbée due aux photons ou neutrons secondaires ont été réalisés en conditions de traitement c'est-à-dire avec 15 mm d'absorbeur (Lexan) et le modulateur de référence M&L8. La méthode de simulation de la modulation décrite au paragraphe IV.2.3.a a été mise en œuvre.

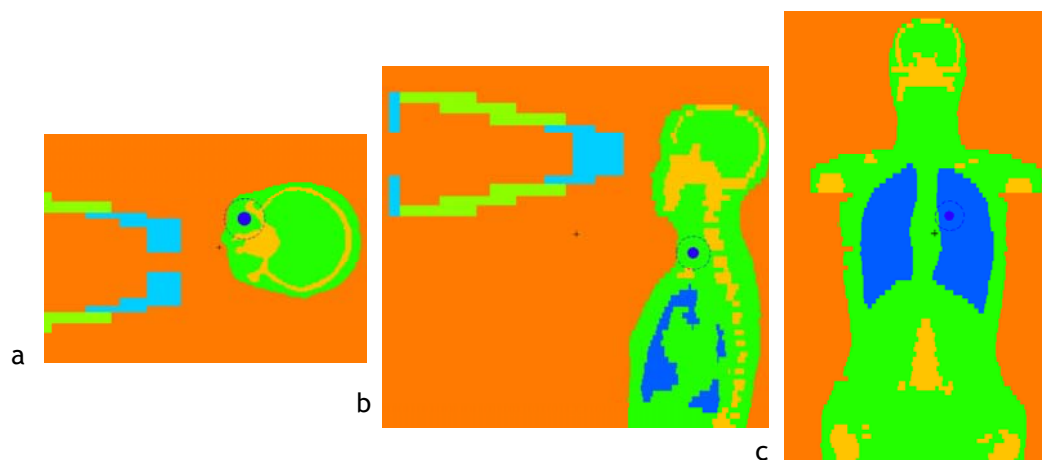


Figure V.14 - Exemple de positionnement des points de calcul dans le fantôme RANDO® voxélisé : a) tally ONT ; b) tally TD ; c) tally PD.

Les cercles en pointillés représentent les sphères « DXTRAN ».

Comme pour les simulations relatives aux distributions de la dose déposée par les protons (chapitre III) ou à l'équivalent de dose ambiant dû aux neutrons secondaires (chapitre IV), les bibliothèques de sections efficaces LA150H, MCPLIB04 et LA150N ont été utilisées respectivement pour le transport des protons, photons et neutrons

Enfin, la normalisation des doses calculées dans le fantôme a été réalisée de la même manière que pour les calculs de $H^*(10)$. Les valeurs de la dose absorbée due aux photons ou neutrons secondaires sont normalisées par dose thérapeutique (exprimés en $\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$) déposée au point de normalisation (à la profondeur $z = 1,75$ cm, le nombre de protons nécessaires pour délivrer une dose de 1 Gy est de 2×10^{11} , voir chapitre IV).

V.3. RESULTATS

V.3.1. Dose absorbée due aux photons secondaires

V.3.1.a. Mesure des doses absorbées dues aux photons secondaires dans le fantôme RANDO®

Les doses absorbées dues aux photons secondaires, D_p , mesurées avec les TLD GR-207P en 7 points du fantôme RANDO® sont présentées dans le tableau V.10. Initialement évaluée en kerma dans l'air pour l'énergie moyenne du ^{60}Co , 1,25 MeV, elles ont été converties en kerma dans le tissu pour cette énergie (les conditions d'équilibre électronique étant vérifiées, l'approximation entre le kerma et la dose a été réalisée).

La méconnaissance du spectre en énergie des photons secondaires dans le fantôme RANDO® impose de supposer que ces valeurs sont des doses absorbées dans le tissu, équivalentes au ^{60}Co .

Tableau V.10 - Dose absorbée due aux photons secondaires, D_p , mesurée avec des TLD GR-207P en 7 points du fantôme RANDO®. Les valeurs sont données en dose absorbée dans le tissu par rapport à un étalonnage au ^{60}Co . L'incertitude relative sur chaque point de mesure est de 2%.

Point de mesure	ONT	ME	T	PD	PG	OD	OG
D_p [$\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$]	3,75	1,68	1,84	1,15	1,19	0,80	0,77

La dose maximale est observée au niveau l'œil non traité (ONT) et les plus faibles doses sont observées aux points de mesure des ovaires (OD et OG).

V.3.1.b. Comparaison calcul/mesure

La comparaison entre les doses absorbées déposées par les photons secondaires calculées et mesurées pour les 7 points du fantôme RANDO® est présentée sur la figure V.15.

On remarque que la tendance observée expérimentalement est correctement reproduite par les simulations. Néanmoins, une sous-estimation systématique de la dose absorbée due aux photons par le calcul est constatée pour tous les points. Les écarts entre le calcul et la mesure sont compris entre 40% et 45 % sauf au niveau des points représentant la position des ovaires, OD et OG, où les sous-estimations du calcul sont respectivement de 28% et 24 %.

Plusieurs hypothèses peuvent expliquer ces écarts. Tout d'abord, les doses absorbées calculées doivent être considérées comme sous évaluées en raison de la non prise en compte des photons secondaires émis durant la décroissance des produits d'activation. L'inclusion de leur contribution nécessiterait d'inventorier les éléments radioactifs produits et de calculer leur décroissance au moyen d'un code dédié.

La seconde explication à ces écarts réside vraisemblablement dans une évaluation biaisée des doses expérimentales. En effet, si le calcul des doses dues aux photons secondaires semble être sous-estimé pour la raison précédemment évoquée, la mesure de ces doses dans le fantôme avec les TLD a quant à elle probablement été surestimée. La sensibilité relative aux photons et neutrons de la poudre de ^7LiF , discutée au paragraphe V.2.1.b, ne peut pas être appliquée dans le cas de mesures au sein du fantôme RANDO®. Bien que les TLD GR-207P soient peu sensibles aux neutrons, cette sensibilité relative est généralement évaluée dans des champs mixtes (photons et neutrons) et dans des milieux peu diffusants pour les neutrons (l'air par exemple). Or, dans le cas des mesures dans le fantôme RANDO®, les TLD ont été placés dans un milieu très diffusant pour les neutrons et les particules chargées mises en mouvement par ces derniers dans le fantôme peuvent contribuer à la dose mesurée avec la poudre de ^7LiF . Ainsi, les doses mesurées avec les TLD présentées dans ce paragraphe intègrent une partie de la dose déposée par les neutrons via les particules chargées de recul.

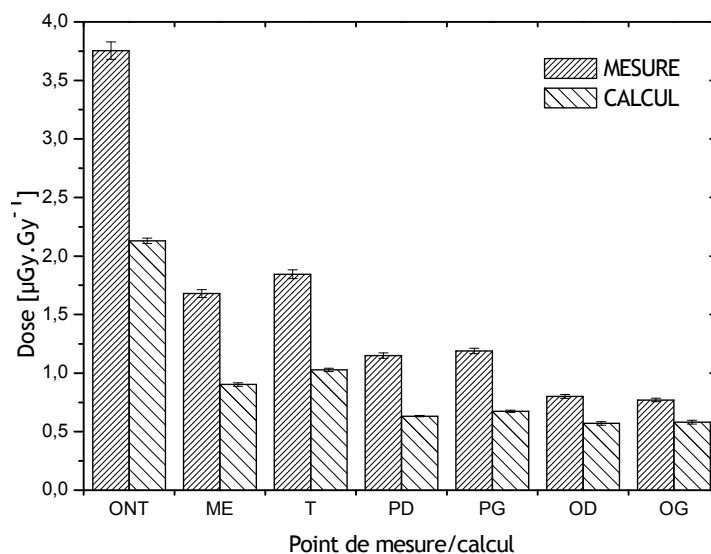


Figure V.15 - Dose absorbée due aux photons secondaires calculée avec MCNPX et mesurée avec les TLD GR-207P en 7 points du fantôme RANDO®.

V.3.2. Dose absorbée due aux neutrons secondaires

V.3.2.a. Mesure des doses absorbées dues aux neutrons secondaires dans le fantôme RANDO®

La densité de traces, ρ_{RANDO} , et la dose absorbée due aux neutrons secondaires, D_n , correspondante sont résumées dans le tableau V.11 pour chaque CR-39 inséré dans le fantôme RANDO®. Les mesures correspondant aux CR-39 vertical et horizontal placés en chaque point du fantôme sont également présentées. Les valeurs de dose associées ont été obtenues à l'aide des coefficients d'étalonnage moyen, $\langle C \rangle$, présentés dans le tableau V.6.

Pour chaque point de mesure, l'écart entre les valeurs lues sur le CR-39 vertical et horizontal a été évalué. Le plan du CR-39 vertical inséré dans les tranches du fantôme est orienté perpendiculairement à l'axe du faisceau de protons, tandis que le CR-39 horizontal placé au dessus du premier, entre deux tranches, est parallèle à l'axe du faisceau. Les écarts obtenus sont relativement faibles (écart maximal de 30 % au niveau du point OG) et permettent, en première approximation, de considérer que le champ de neutrons secondaires est relativement isotrope dans le fantôme. On remarque cependant que les valeurs mesurées par les CR-39 horizontaux dans la partie supérieure du fantôme RANDO® (ONT, ME, TD, TG) sont systématiquement inférieures à celles mesurées par les CR-39 verticaux. Le phénomène inverse est observé dans la partie inférieure du fantôme (PD, PG, OD, OG). Cet aspect suggère que le champ de neutrons secondaires dans la partie supérieure du fantôme, c'est-à-dire proche de la zone traitée, est majoritairement orienté selon l'axe du faisceau de protons. A contrario, la densité de traces plus élevée relevée sur les CR-39 horizontaux pour les points situés dans la partie inférieure du fantôme suggère que le champ de neutrons est préférentiellement orienté perpendiculairement à l'axe du faisceau dans cette zone.

Tableau V.11 - Densité de traces, ρ_{RANDO} , et dose absorbée moyenne due aux neutrons secondaires, $\langle D_n \rangle$, mesurée avec les CR-39 en 8 points du fantôme RANDO®. Les valeurs mesurées sur le CR-39 vertical et horizontal sont présentées ainsi que l'écart (en %) entre les deux CR-39.

Point de mesure	Orientation du CR-39 *	Densité de traces ρ_{RANDO} [mm^{-2}]	D_n [$\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$]	$\Delta_{H/V}$ [%] **	$\langle D_n \rangle$ [$\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$]
ONT	V	48,6	4,46	-6	4,33
	H	45,8	4,20		
ME	V	9,6	1,16	-18	1,05
	H	7,9	0,95		
TD	V	23,6	2,16	-22	1,92
	H	18,4	1,68		
TG	V	24,7	2,16	-23	1,91
	H	19,0	1,66		
PD	V	7,8	0,76	4	0,77
	H	8,2	0,79		
PG	V	8,3	0,78	8	0,82
	H	9	0,85		
OD	V	3,9	0,52	8	0,54
	H	4,2	0,56		
OG	V	3,6	0,51	31	0,59
	H	4,7	0,66		

* H : Horizontal, V : Vertical

** $(H - V)/V$

Ces interprétations sont basées préférentiellement sur le fait que la réponse des détecteurs de traces varie avec l'angle d'incidence des neutrons. En effet, il est largement reporté dans la littérature que cette forte dépendance de la réponse des CR-39 en fonction de l'angle résulte en partie du fait qu'ils sont des dosimètres plan [Cross et al. 1987 ; Hermsdorf et al. 1999 ; Tanner et al. 2005]. Ainsi, lorsque l'angle entre la direction des neutrons incidents et la normale à la surface du CR-39 augmente, la réponse de ce dernier diminue. Tanner et al. [Tanner et al. 2005] ont reporté un ratio entre la réponse des CR-39 à 60° et leur réponse à 0° , R_{60°/R_{0° pouvant atteindre 0,4, pour Hp(10) par exemple.

Les faibles écarts obtenus entre les CR-39 verticaux et horizontaux nous ont amenés à considérer la moyenne des deux mesures pour chacun des points du fantôme (moyenne présentée en dernière colonne du tableau V.11).

C'est au niveau de l'œil non traité (ONT) que la dose déposée par les neutrons secondaires est maximale ; elle a été estimée à environ $4,3 \mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$. Au niveau des points représentant la position de la thyroïde, TD et TG, les doses mesurées dues aux neutrons sont respectivement égales à $1,92$ et $1,91 \mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$. On remarque également qu'aux points représentant les poumons (PD et PG)

ou les ovaires (OD et OG), les doses absorbées déposées par les neutrons sont inférieures à celles déposées par les photons secondaires.

V.3.2.b. Comparaison calcul/mesure

La comparaison entre les doses déposées par les neutrons secondaires calculées et mesurées pour les 8 points du fantôme RANDO® est présentée sur la figure V.16.

Les doses déposées par les neutrons secondaires, calculées avec le modèle de la ligne Y2, reproduisent là encore relativement bien la tendance observée expérimentalement avec les détecteurs de traces. À l'inverse des résultats de simulation relatifs à la dose déposée par les photons secondaires, les calculs de la dose due aux neutrons surestiment systématiquement la mesure. L'écart le plus important est observé au niveau de l'œil non traité où la simulation surestime la mesure d'environ 75%. Un écart de 50% est également noté au niveau de la thyroïde gauche, tandis que l'écart au niveau de la thyroïde droite est inférieur à 10%. Les simulations estiment une dose à la position du point TG supérieure de près de $0,75 \mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$ à celle calculée à la position du point TD. Cet écart entre les deux points n'est pas observé expérimentalement. Les écarts entre les simulations et les mesures au niveau des autres points sont inférieurs à 25%, voire inférieurs à 10% pour les points OD et OG.

L'écart entre le calcul Monte Carlo et la mesure avec les CR-39 diminue lorsque la distance à la zone traitée augmente. L'importance des gradients de dose due aux neutrons secondaires à proximité de la ligne de traitement a été mise en évidence dans les résultats présentés dans le chapitre IV (voir paragraphes IV.3.4 et IV.3.5). Des différences entre les positions des points de mesure et de calcul dans ces régions expliquaient en partie les écarts obtenus sur les valeurs de $H^*(10)$ à proximité de la ligne. En se basant sur ces résultats, les écarts significatifs observés aux points ONT ou TG peuvent être expliqués par un défaut de repositionnement du point de calcul par rapport à la position des CR-39.

Notons néanmoins que les incertitudes de mesures estimées et représentées sur la figure V.16 sont relativement faibles. Comme il l'a été discuté au paragraphe V.2.3.b, l'incertitude relative sur le calcul du coefficient de conversion moyen n'a pas été prise en compte et cette dernière, incluant les approximations réalisées sur l'établissement de la courbe de réponse en énergie, doit amener à considérer les incertitudes relatives de mesure en chaque point comme sous-estimées.

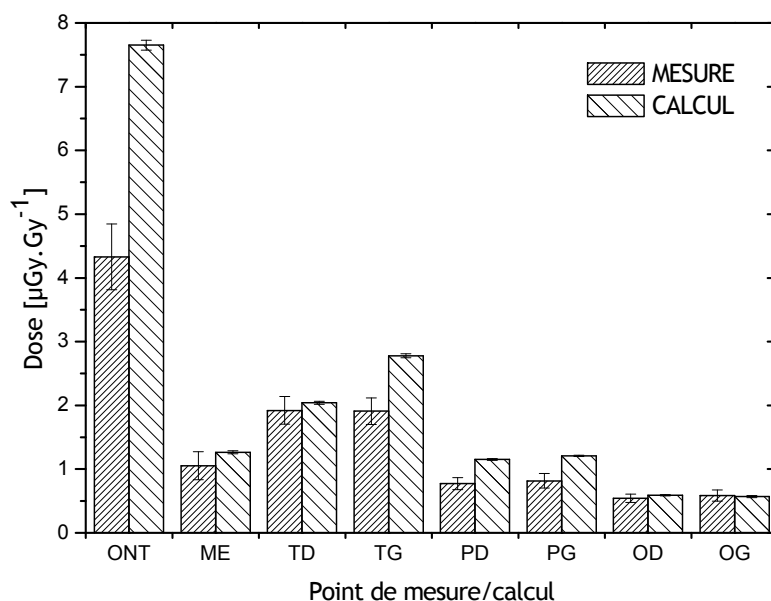


Figure V.16 - Dose absorbée due aux neutrons secondaires calculée avec MCNPX et mesurée avec les CR-39 en 8 points du fantôme RANDO®.

V.4. CONCLUSION - DISCUSSION

Dans ce chapitre, la dernière étape de validation expérimentale du modèle a été exposée. Les doses dues aux photons et neutrons secondaires, générés dans la salle Y2, ont été mesurées au sein d'un mannequin anthropomorphe (le fantôme RANDO®) et comparées aux simulations Monte Carlo.

La mesure de la dose déposée par les photons secondaires a été réalisée au moyen de détecteurs thermoluminescents basés sur une poudre de ⁷LiF (TLD GR-207P) et des détecteurs de traces CR-39 ont été employés pour mesurer la dose due aux neutrons secondaires. Les TLD et les CR-39 ont été insérés dans les tranches du fantôme RANDO® en respectivement 7 et 8 points représentant la position de certains organes (œil non traité, moelle épinière, thyroïde, poumons et ovaires). Le fantôme a été irradié dans les conditions d'un traitement de l'œil.

Les CR-39 employés dans cette étude étant étalonnés selon la grandeur de référence Hp(10) (employée pour la dosimétrie individuelle des travailleurs), il s'est avéré nécessaire de caractériser la réponse en énergie des détecteurs en termes de dose absorbée. Pour cela, les CR-39 ont été irradiés par des champs de neutrons monoénergétiques auprès de l'installation AMANDE de l'IRSN située à Cadarache. La réponse des CR-39 a été évaluée pour cinq points en énergie, de 1,2 à 17 MeV.

Le spectre des neutrons secondaires générés dans la salle de traitement s'étendant des énergies thermiques à l'énergie cinétique initiale du faisceau de protons, la réponse des CR-39 obtenue expérimentalement a été extrapolée en deçà de 1,2 MeV et au delà de 17 MeV. Des données issues

de la littérature sur la réponse en énergie des CR-39 et le calcul de la contribution des neutrons à la dose absorbée en fonction de leur énergie ont permis d'établir la courbe de réponse des CR-39 sur une gamme en énergie comprise entre 200 keV et 75,3 MeV (énergie cinétique initiale des protons spécifiée dans le modèle).

À l'aide de la courbe de réponse en énergie des CR-39 et du spectre en fluence des neutrons secondaires, calculés par simulations en chaque point du fantôme RANDO[®] voxélisé, des coefficients d'étalonnage permettant de convertir la densité de traces en dose absorbée ont été déterminés. Ainsi, la densité de traces lue sur les CR-39 insérés dans le fantôme a été associée à une dose déposée par les neutrons secondaires. Il convient cependant de noter que les approximations réalisées sur la courbe de réponse en énergie sont à l'origine d'une incertitude significative sur les coefficients d'étalonnage déterminés. Cette incertitude étant difficile à évaluer en raison de la méthode de calcul des coefficients à partir des spectres en fluence et de la courbe de réponse, une étude de sensibilité évaluant l'influence des extrapolations de la courbe de réponse sur la valeur des coefficients est présentée dans l'annexe D.

Pour réaliser la reconstitution numérique de l'irradiation du fantôme RANDO[®] en position de traitement, une étape de voxélisation et d'implémentation dans le modèle du fantôme a été mise en œuvre. Cette étape a été réalisée avec l'application SESAME développée à l'IRSN.

Le calcul des doses déposées par les photons et neutrons secondaires a été réalisé au moyen de tallies F6. Les faibles volumes choisis pour le calcul de ces doses ont imposé l'utilisation d'une technique de réduction de variance, la sphère « DXTRAN ».

La comparaison des valeurs de doses mesurées et calculées, dues aux photons secondaires, ont mis en évidence une bonne reproduction par les simulations de la tendance observée expérimentalement entre les différents points. Des écarts d'environ 40%, voire inférieurs à 30% pour les points situés au niveau des ovaires, ont été mis en évidence. Néanmoins, une sous-estimation systématique des calculs a été constatée (voir figure V.15). Elle peut s'expliquer par la non prise en compte dans MCNPX de la décroissance des produits d'activation. De plus, les doses évaluées expérimentalement avec la poudre de ⁷LiF ont probablement été surestimées. En effet, les TLD ayant été placés dans un milieu très diffusant pour les neutrons secondaires (dans le fantôme RANDO[®]), une partie de la dose mesurée par ces derniers a été déposée par les particules chargées (électrons, protons, deutons, etc.) issues des interactions nucléaires des neutrons dans le fantôme qui viennent parasiter la dose induite par les photons.

Concernant la comparaison des simulations de la dose déposée par les neutrons aux valeurs mesurées avec les détecteurs de traces, une surestimation par le calcul des doses mesurées a été constatée pour tous les points. Les écarts les plus importants sont constatés au niveau de l'œil non traité et de la thyroïde gauche. Les gradients de dose à proximité de la ligne mis en évidence au chapitre IV peuvent être à l'origine des différences constatées. Un défaut de concordance entre les

points de calcul et de mesure, situés à proximité du collimateur final (typiquement l'œil non traité ou la thyroïde), peut être à l'origine d'écarts significatifs dans cette région.

Cette étape de l'étude constitue une étape supplémentaire de validation expérimentale du modèle de la salle de traitement Y2. Les valeurs de doses dues aux particules secondaires présentées dans ce chapitre ne peuvent pas être interprétées comme des doses secondaires reçues par les organes des patients et restent des doses évaluées ponctuellement, en des points représentatifs de la position des organes. Cependant, l'utilisation d'un fantôme fournit un premier ordre de grandeur des doses secondaires auxquelles les patients sont exposés lors d'un traitement standard de l'œil.

Les doses maximales déposées par les neutrons secondaires dans le fantôme RANDO® sont observées au niveau des points représentant la position de l'œil non traité et de la thyroïde. En ces points, pour un traitement de 60 grays équivalent ^{60}Co délivrés à l'œil traité par les protons, les doses absorbées dues aux neutrons sont comprises entre 0,26 et 0,46 mGy pour l'œil non traité et entre 0,11 et 0,16 mGy pour la thyroïde, en considérant dans chaque cas respectivement la mesure et le calcul.

Concernant les doses dues aux photons secondaires, les valeurs estimées en ces points sont comprises entre 0,13 et 0,23 mGy pour l'œil non traité et entre 0,06 et 0,11 mGy pour la thyroïde, en considérant dans chaque cas respectivement le calcul et la mesure.

Bien que ces valeurs constituent une première approximation des doses reçues par les patients, les points de mesure et calcul présentés dans ce chapitre constituent des points supplémentaires permettant d'évaluer la capacité du modèle à estimer les doses dues aux neutrons secondaires au sein d'un modèle anthropomorphe plus représentatif de l'être humain. L'accord global obtenu entre les simulations et les mesures sur les doses déposées par les neutrons secondaires dans le fantôme anthropomorphe étant considéré comme correct, le modèle réalisé avec MCNPX peut être utilisé pour l'estimation, au moyen d'un fantôme mathématique, des doses dues aux neutrons secondaires reçues par les organes au cours d'un traitement. Le chapitre suivant présente cette étape finale de l'étude.

CHAPITRE VI
ESTIMATION, AU MOYEN D'UN FANTÔME
MATHÉMATIQUE, DES DOSES DUES AUX
NEUTRONS SECONDAIRES RECUES PAR
LES ORGANES AU COURS D'UN
TRAITEMENT OPHTALMOLOGIQUE

VI.1. INTRODUCTION

Dans les trois précédents chapitres, les validations expérimentales du modèle de la ligne et de la salle de traitement Y2 réalisé avec MCNPX ont été exposées. L'accord obtenu lors de ces trois étapes entre les données calculées et mesurées a permis de considérer le modèle numérique réalisé avec MCNPX comme représentatif de l'installation de l'ICPO utilisée pour le traitement des mélanomes oculaires.

Ce chapitre présente les calculs des doses dues aux neutrons secondaires délivrées dans un patient. Ce dernier est représenté par un modèle numérique du corps humain (modèle numérique anthropomorphe).

Il convient de rappeler que, comme dans les chapitres précédents, seule la dose due aux neutrons est considérée dans les estimations de doses secondaires. Les organes étudiés sont ceux se trouvant en dehors du champ de traitement et la dose thérapeutique délivrée au volume cible par les protons primaires n'est pas prise en compte.

VI.2. MATERIEL ET METHODE

VI.2.1. Choix d'un modèle anthropomorphe

VI.2.1.a. Introduction

L'étude de la distribution de la dose dans les organes nécessite de modéliser, dans le fichier d'entrée du code MCNPX, la géométrie et la composition des organes et tissus du corps. Comme il l'a été expliqué au paragraphe 1.2.4.a, deux types de modèles numériques du corps humain existent : les modèles dits "mathématiques", définis à partir d'équations mathématiques, et les modèles dits voxélisés, définis à partir de petits éléments de volume. Dans le cas d'une étude relative à la radioprotection du patient traité par protonthérapie, ces deux types de fantômes numériques ont été envisagés. Les récentes recommandations publiées par la CIPR dans sa publication 103 [ICRP 2007] nous ont initialement fait envisager d'utiliser le fantôme numérique voxélisé dit de référence [Zankl et al. 2007a, 2007b]. Cependant, l'indisponibilité de ce fantôme numérique adulte avant le second semestre 2009 nous a orienté sur l'emploi d'un fantôme mathématique fréquemment utilisé : le modèle du MIRD²³, modifié par Cristy et Eckerman [Snyder et al. 1978 ; Cristy et Eckerman 1987].

VI.2.1.b. L'homme de référence de la CIPR

C'est durant les années de l'après-guerre que les premières données officielles sur « l'homme standard » ont été présentées et formalisées. Ce travail a été initié afin de disposer de paramètres biologiques nécessaires au calcul des niveaux de dose acceptables pour les travailleurs manipulant des produits radioactifs. En 1963, la CIPR a mis en place un groupe de travail destiné à réviser et compléter le concept dit de l'homme standard. Ce terme a été par la suite remplacé par

²³ Medical Internal Radiation Dose

celui d'homme de référence. Ce groupe de travail a étendu le concept afin de donner des indications sur l'importance des variations individuelles parmi la population et d'inclure la dépendance en fonction de l'âge, du sexe et de quelques autres facteurs dont les effets devaient être considérés pour estimer la dose reçue par chaque individu d'une population. L'ensemble de ces travaux ont été regroupés dans la publication 23 de la CIPR [ICRP 1975]. Ainsi, l'homme adulte de référence a été défini comme un homme de taille égale à 170 cm et de poids égal à 70 kg. La femme adulte de référence quant à elle, a été définie comme une femme de taille égale à 160 cm et de poids égal à 58 kg. Des mises à jour de ce rapport ont été apportées dans la publication 66 de la commission [CIPR 1993], entraînant une augmentation de la taille et du poids de l'homme et de la femme de référence (176 cm, 73 kg et 163 cm, 60 kg, respectivement).

De nombreux fantômes mathématiques ont été définis à partir de ces données. Le MIRD a notamment développé un modèle qui reste actuellement l'un des fantômes mathématiques les plus répandus et dont les données sont facilement accessibles, ce qui a motivé notre choix de son utilisation pour cette étude.

VI.2.1.c. Le modèle de Cristy et Eckerman basé sur le modèle du MIRD

Le modèle de Cristy et Eckerman est basé sur le modèle initialement développé par le MIRD qui est un modèle mathématique en trois dimensions conçu à partir des données anatomiques de « l'Homme Standard » et destiné à la dosimétrie interne [Snyder et al. 1978]. Plus tard, Cristy et Eckerman ont repris pour le Laboratoire National de Oak Ridge (ORNL) les travaux sur le modèle du MIRD afin de mettre au point des fantômes d'âges différents [Cristy et Eckerman 1987]. Plusieurs modifications ont été apportées au fantôme adulte, notamment sur les compositions chimiques et les densités des poumons, du squelette et des tissus mous [Furtoss 2006]

De manière globale, le fantôme est constitué de deux cônes circulaires tronqués représentant les jambes, d'un cylindre elliptique pour le tronc, d'un cylindre pour le cou, d'un cylindre elliptique associé à une demi-ellipsoïde pour la tête. Les mains et les pieds ne sont pas modélisés. Les bras, quant à eux, sont inclus dans le cylindre elliptique simulant le tronc humain. La figure VI.1 représente le fantôme mathématique modifié par Cristy Eckerman.

Trois matériaux sont définis pour représenter l'ensemble des organes et des tissus du fantôme : le tissu mou, le squelette et le poumon. La composition et la masse volumique de ces matériaux sont définies dans le rapport 44 de la CIUR [ICRU 1989b] et sont présentées dans le tableau VI.1.

Chacune des équations décrites par Cristy et Eckerman a été réécrite dans un rapport interne IRSN [Furtoss et Menard 2005] de façon à ce qu'elles soient directement programmables par une surface, un plan ou un macrobody proposé par le code. Seule la thyroïde n'a pas été écrite selon les spécifications car la description du volume proposé s'avérait trop complexe à la programmation. Un autre modèle basé sur les travaux de Clairand et al. [Clairand et al. 1999] a donc été retenu. Il représente la thyroïde comme l'union de deux moitiés de sphère chacune surmontée par un cône tronqué. Les deux éléments sont reliés l'un à l'autre par un cylindre.

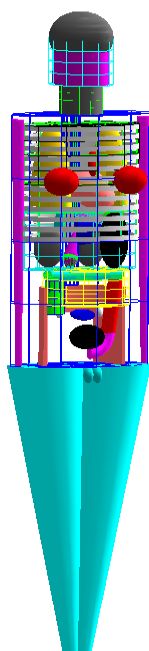


Figure VI.1 - Le modèle de fantôme mathématique issu des travaux de Cristy et Eckerman [Cristy et Eckerman 1987] ; les tissus mous définis dans le tronc et la tête ont été définis transparents pour permettre la visualisation des organes. L'image a été réalisée avec le logiciel MORITZ (White Rock Sciences) [Van Riper 2006].

Tableau VI.1 - Composition et masse volumique des tissus du fantôme mathématique [ICRU 1989b]

Elément	Fraction massique [%]		
	Tissu mou	Squelette	Poumon
H	10,454	7,337	10,134
C	22,663	25,475	10,238
N	2,49	3,057	2,866
O	63,525	47,893	75,752
F	0	0,025	0
Na	0,112	0,326	0,184
Mg	0,013	0,112	0,007
Si	0,03	0,002	0,006
P	0,134	5,095	0,08
S	0,204	0,173	0,225
Cl	0,133	0,143	0,266
K	0,208	0,153	0,194
Ca	0,024	10,19	0,009
Fe	0,005	0,008	0,037
Zn	0,003	0,005	0,001
Rb	0,001	0,002	0,001
Sr	0	0,003	0
Zr	0,001	0	0
Pb	0	0,001	0

VI.2.2. Modifications apportées au fantôme mathématique

Le modèle de fantôme mathématique modifié basé sur les travaux de Cristy et Eckerman et utilisé dans cette étude est disponible au LDRI au format d'entrée MCNPX [Furtoss et Menard 2005]. L'emploi de ce fantôme pour cette étude et son intégration au modèle de la salle de traitement Y2 a nécessité quelques modifications du fantôme qui sont décrites ci-après.

VI.2.2.a. Modifications réalisées

L'étude étant axée sur les cas de traitements ophtalmologiques, des yeux ont été ajoutés au fantôme mathématique. Dans une étude relative aux tissus et organes composant la tête, Eckerman et al. [Eckerman et al. 1980] ont spécifié que les yeux pouvaient être modélisés par deux sphères, chacune d'un volume égal à $7,24 \text{ cm}^3$. Ces données ont ensuite été intégrées par Bouchet et al. en 1999 dans le Pamphlet n°15 du MIRd [Bouchet et al. 1999], dans lequel un modèle détaillé de la tête est présenté. Les yeux ont été décrits par deux sphères de rayon 1,22 cm et distantes de 6,8 cm. Dans notre cas, nous avons choisi de considérer des yeux légèrement plus grands en se basant sur le diamètre moyen de l'œil conseillé par les cliniciens de l'ICPO qui a été évalué à 2,5 cm. Les deux sphères décrites pour modéliser les yeux ont été placées à 6,6 cm l'une de l'autre qui est la distance mesurée entre les deux yeux sur la surface externe du fantôme RANDO®. Une visualisation en trois dimensions de la tête du fantôme incluant les yeux est présentée sur la figure VI.2.

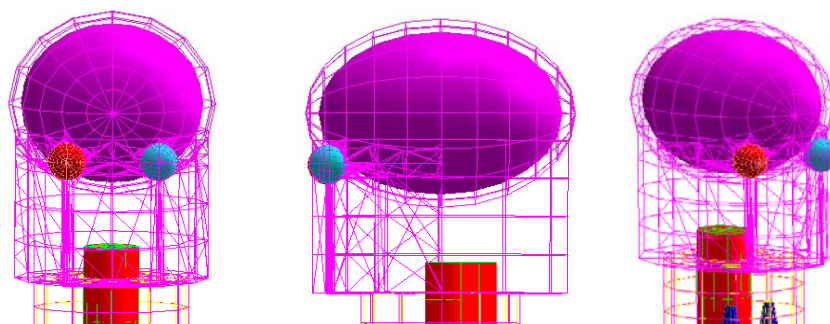


Figure VI.2 - Tête du fantôme mathématique (de face, profil et $\frac{3}{4}$).

Les deux yeux ajoutés sont distants de 6,6 cm.

L'image a été réalisée avec le logiciel MORITZ (White Rock Sciences) [Van Ripper 2006].

Les deux sphères ont été placées dans la partie supérieure de la face du fantôme, en regard de la base antérieure du cerveau. Chacun des volumes des yeux intercepte de l'os en arrière, et de la peau en avant.

La seconde modification a porté sur la taille des jambes du fantôme. Le fantôme mathématique original (et présenté sur la figure VI.1) mesure 178 cm, cependant la distance entre l'isocentre et le sol de la salle de traitement étant de 140 cm, il s'est avéré nécessaire de tronquer une partie des cônes modélisant les jambes du fantôme pour que celui-ci puisse être placé en position de traitement. Les patients traités pour le mélanome de l'œil sont habituellement en position assise. L'éventualité de faire subir au fantôme une série de transformations pour qu'il se

trouve en position assise a été envisagée mais cette dernière s'est avérée trop complexe à mettre en œuvre.

Le fantôme mathématique ainsi modifié et utilisé pour les calculs de dose est présenté sur la figure VI.3.

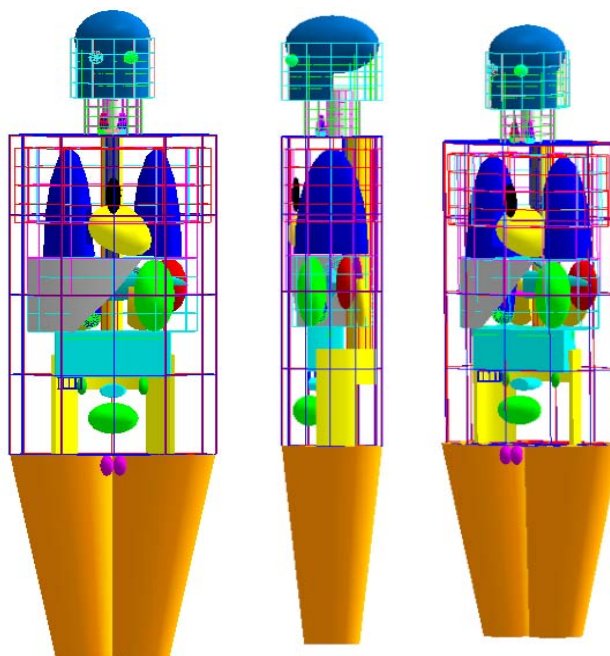


Figure VI.3 - Fantôme mathématique (de face, profil et $\frac{3}{4}$) utilisé pour le calcul des doses dues aux neutrons secondaires ; les tissus mous définis dans le tronc et la tête ont été enlevés pour permettre la visualisation des organes. L'image a été réalisée avec le logiciel MORITZ (White Rock Sciences) [Van Ripper 2006].

VI.2.2.b. Calcul du volume des organes.

Avant de procéder aux simulations relatives aux doses dues aux neutrons secondaires, les volumes des organes du fantôme ont été réévalués avec MCNPX du fait des modifications apportées à ce dernier. Les volumes calculés sont présentés dans le tableau VI.1 et comparés aux volumes de références spécifiés par Cristy et Eckerman [Cristy et Eckerman 1987].

Le calcul des volumes est généralement automatiquement réalisé par MCNPX lorsque ceux-ci ne sont pas spécifiés dans le fichier d'entrée. Néanmoins, dans le cas de volumes de cellules plus complexes (typiquement les organes d'un fantôme mathématique) le calcul du volume par le code n'est pas toujours possible. Dans ce cas, la documentation du code MCNP4C [Briesmeister 2000] propose une méthode d'utilisation du tally F4 qui permet d'obtenir le volume des cellules dans lesquelles le résultat est demandé au lieu de la fluence.

Tableau VI.2 - Volumes des organes calculés par MCNPX, V_{MC} , comparés à ceux du fantôme de Cristy et Eckerman, V_{REF} [Cristy et Eckerman 1987].

Organes	V_{MC} [cm ³]	V_{REF} [cm ³]	$\Delta_{MC/REF}$ * [%]
Cerveau	1375.1	1370	0.37
Clavicules	55.4	54.7	1.26
Colon ascendant	185.9	186.8	-0.51
Colon descendant	193.7	197.2	-1.78
Colon sigmoïde	104.6	106	-1.37
Colon transverse	244.5	248	-1.42
Colonne vertébrale	914.7	920	-0.57
Côtes	689.3	694	-0.67
Crâne	909.7	923	-1.44
Estomac	404.4	402	0.59
Foie	1824.7	1830	-0.29
Glandes surrénales	16.1	15.7	2.24
Muscle jambes	15211	18000	-15.49
Muscle tête	2777.5	2768	0.34
Oesophage	41.0	40.2	1.99
Omoplates	202.2	202	0.11
Os des bras	956.2	956	0.02
Os des jambes	2245.2	2800	-19.81
Ovaires	8.2	8.38	-1.79
Pancréas	88.8	90.7	-2.09
Peau	2615.6	2890	-9.49
Poitrine	334.0	337	-0.88
Poumons	3372.1	3380	-0.23
Rate	178.2	176	1.22
Reins	284.7	288	-1.16
Testicules	36.9	37.6	-1.74
Thymus	19.8	20.1	-1.49
Thyroïde	20.1	19.9	1.01
Utérus	75.7	76	-0.44
Vessie	249.0	248.7	0.11
Cœur	739.2	735	0.56
Vésicule Biliaire	64.0	63.2	1.30

$$* \Delta_{MC/REF} = (V_{MC} - V_{REF})/V_{REF}$$

Cette méthode consiste à :

- mettre toutes les importances (carte "IMP") des cellules définies non nulles à 1,
- remplacer tous les matériaux du fichier d'entrée par du vide (utilisation de la carte "VOID"),
- définir une source sphérique de rayon r entourant toute la géométrie, lui spécifier un poids (carte "WGT") égal à sa section (πr^2) et un sens d'irradiation (carte "DIR") vers l'intérieur ("DIR=- 1").

Le résultat du tally F4 donne alors directement le volume en cm³ des cellules dans lesquelles il est calculé.

Avec cette méthode, les volumes des organes V_{MC} du fantôme mathématique modifié ont été calculés. L'incertitude relative sur le calcul de tous les volumes calculés était inférieure à 3%. Les résultats ont ensuite été comparés aux volumes des organes V_{REF} définis par Cristy et Eckerman [Cristy et Eckerman 1987]. D'une manière générale les volumes calculés avec MCNPX sont en bon accord avec les volumes spécifiés par Cristy et Eckerman (écarts inférieurs à 2%). Seules les modifications apportées aux jambes entraînent des écarts importants sur les os et muscles des jambes ainsi que sur la peau. Pour ces trois cellules les nouveaux volumes calculés avec MCNPX ont été spécifiés dans le fichier d'entrée, par contre les volumes de référence ont été spécifiés pour les autres organes.

Notons que le volume des yeux calculé avec MCNPX n'a pas été choisi, le volume de chaque œil calculé analytiquement a été spécifié soit $8,18 \text{ cm}^3$.

VI.2.3. Calcul des doses absorbées dues aux neutrons secondaires et des spectres en fluence neutronique aux organes

VI.2.3.a. Intégration du fantôme mathématique au modèle de la salle Y2

Le fantôme mathématique a été positionné en bout de ligne, face au collimateur final, de manière à simuler un traitement de l'œil gauche (voir figure VI.4). Pour cela, l'isocentre, situé à 7,8 cm du collimateur final C5 dans le modèle, a été positionné 1,25 cm en arrière de la face d'entrée de l'œil du fantôme. Notons que cette position est identique à celle à laquelle a été placé le fantôme anthropomorphe RANDO® au chapitre V.

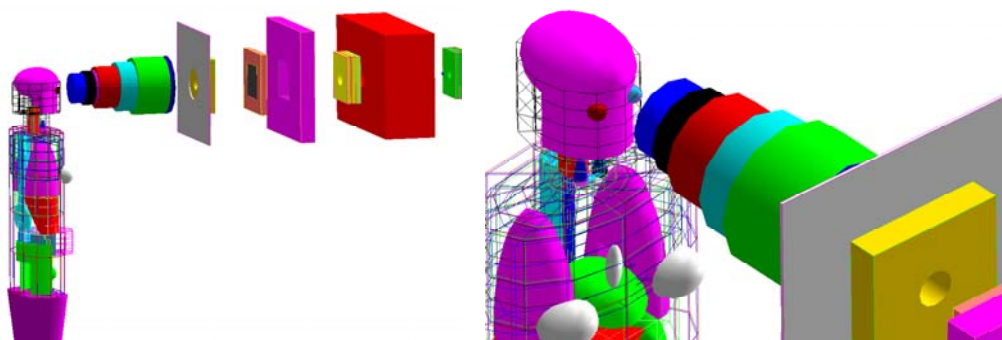


Figure VI.4 - Visualisation du fantôme mathématique introduit dans le modèle MCNPX de la salle de traitement Y2. Le fantôme a été placé pour simuler un traitement de l'œil gauche.

Afin de se rapprocher des conditions de traitement, le diamètre du collimateur a été spécifié à 1,5 cm, ce qui constitue une taille de champ plus réaliste pour le traitement du mélanome oculaire.

VI.2.3.b. Organes étudiés

Les organes modélisés dans le fantôme mathématique et identifiés dans les recommandations de la CIPR comme organes sensibles ou « à risques » ont été choisis pour le calcul des doses absorbées. D'une manière plus générale, les organes pour lesquels un facteur de pondération pour les tissus a été évalué dans les publications 60 et 103 de la CIPR ont été choisis. Au total, la dose absorbée et la dose équivalente ont été calculées pour 24 organes et tissus listés dans le tableau VI.3. La dose à l'œil non traité (ONT, œil droit) a également été calculée afin de comparer la valeur obtenue aux doses mesurées et calculées à cet organe dans le fantôme RANDO® (voir chapitre V).

Notons que certains organes non présents dans le tableau VI.3 mais identifiés dans les nouvelles recommandations de la CIPR comme des organes entrant dans le calcul de la dose efficace, n'ont pas été étudiés. Ces organes n'étant pas modélisés dans le fantôme mathématique, les doses absorbées n'ont pas été calculées. Les approximations réalisées en conséquence pour le calcul du E sont présentées au paragraphe VI.2.4.

Tableau VI.3 - Organes et tissus du fantôme mathématique choisis pour le calcul des doses absorbées.

	Organe ou Tissu	Dénomination		Organe ou Tissu	Dénomination
1	Os	OS	13	Surrénales	SUR
2	Vessie	VES	14	Cerveau	CER
3	Seins	SEI	15	Cœur	COE
4	Colon	COL	16	Intestin Grêle	INT
5	Ovaires	OV	17	Vésicule Biliaire	VB
6	Testicules	TES	18	Reins	REI
7	Foie	FOI	19	Pancréas	PAN
8	Poumons	POU	20	Rate	RAT
9	Œsophage	OES	21	Thymus	THYM
10	Peau	PEA	22	Uterus	UTE
11	Estomac	EST	23	Muscle	MUS
12	Thyroïde	THY	24	Œil non traité	ONT

VI.2.3.c. Paramètres de calcul

Des tallies de type F6 ont été spécifiés dans chacun des organes cités dans le tableau VI.3 pour le calcul des doses absorbées déposées par les neutrons secondaires.

Pour calculer les spectres en fluence neutroniques aux organes, des tallies de type F4 ont été choisis.

Contrairement aux calculs de $H^*(10)$ dans la salle (chapitre IV), ou de dose absorbée dans le fantôme RANDO® (chapitre V), la méthode de simulation de la modulation décrite au paragraphe IV.2.3.a, et dans laquelle seuls 6 secteurs du modulateur sont simulés, n'a pas été mise en œuvre. Pour les calculs de doses absorbées et équivalentes aux organes, la totalité des secteurs composant

le modulateur de référence M8L8 ont été simulés, soit 13 secteurs dont 12 en plexiglas et 1 en laiton (le secteur en laiton recouvrant les secteurs 13 et 14 en plexiglas, voir tableau III.2).

Comme pour les calculs de dose absorbée dans le fantôme RANDO[®], les calculs ont été réalisés sous l'environnement Windows à l'aide du programme MPICH (MPI) [Gropp et al. 1996] utilisé pour paralléliser les calculs sur plusieurs processeurs. Trois processeurs Pentium 4 « dualcore » (soit six processeurs de fréquence moyenne comprise entre 2,5 et 3,5 GHz) ont été utilisés pour réaliser les simulations. Trois cent millions d'histoires ont été générées pour obtenir une incertitude relative comprise entre 2 et 3 % en fonction de l'organe considéré. Une incertitude relative maximale de 4,5% a été obtenue pour le calcul de la dose absorbée aux glandes surrénales. Ceci correspond à un temps moyen de calcul subjectif de 2,5 jours par secteur de modulateur avec MPICH.

Les protons, neutrons et photons ont été transportés lors des simulations. Comme pour les simulations mises en œuvre dans les chapitres précédents, les bibliothèques de sections efficaces LA150H, MCPLIB04 et LA150N ont été utilisées respectivement pour le transport des protons, photons et neutrons

Enfin, la normalisation des doses calculées dans le fantôme a été réalisée de la même manière que pour les calculs de $H^*(10)$. Les valeurs de la dose absorbée due aux photons ou neutrons secondaires sont normalisées par dose absorbée thérapeutique (exprimées en $\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$) déposée au point de normalisation (à la profondeur $z = 1,75$ cm, le nombre de protons nécessaires en début de ligne pour délivrer une dose de 1 Gy est de 2×10^{11} , voir chapitre IV).

VI.2.4. Les doses équivalentes et la dose efficace

VI.2.4.a. Introduction

Comme il l'est précisé dans l'annexe A, la dose efficace, E , est la somme des doses absorbées aux organes pondérées par deux facteurs, le facteur de pondération pour le rayonnement, w_R , et le facteur de pondération pour les tissus, w_T .

Il est stipulé dans les nouvelles recommandations de la CIPR [ICRP 2007] que la principale utilisation de la dose efficace consiste à fournir un moyen de démontrer la conformité avec les limites de dose. La dose efficace est utilisée dans ce sens à des fins de réglementation, elle est donc une grandeur pratique pour l'évaluation de l'exposition globale aux rayonnements principalement pour le public et les travailleurs. L'utilisation de E pour les patients, qui ne sont pas soumis aux limites de doses, est en revanche plus délicate, elle est même déconseillée par la CIPR lorsque des estimations de risques sont envisagées (voir paragraphe B232 de la publication 103 de la CIPR [ICRP 2007]). Cependant, la dose efficace reste un indicateur pratique en radioprotection d'autant qu'elle est utilisée dans certaines publications relatives à l'exposition secondaires du

patient lors de procédures thérapeutiques [Vanhavere et al. 2004 ; Jiang et al 2005 ; Howell et al. 2006a et 2006b ; Fontenot et al. 2008 ; Newhauser et al. 2009 ; Taddei et al. 2009].

Ainsi, à l'aide des doses absorbées, D_T , calculées pour les organes cités dans le tableau VI.3, la dose efficace a été calculée selon la formule donnée dans l'annexe A. Le calcul de la dose efficace estimée dans cette dernière étape de l'étude a été mis en œuvre pour pouvoir être comparé à certaines valeurs publiées dans la littérature dans le cas de procédures thérapeutiques ou diagnostiques, conformément aux recommandations de la publication 103 de la CIPR (voir paragraphe B220 de la publication [ICRP 2007]).

Une comparaison entre les doses équivalentes et la dose efficace calculées selon les recommandations de la publication 60 et celles de la publication 103 de la CIPR a également été faite. Les spécifications données par la CIPR concernant le calcul de E n'étant pas directement adaptées à la radioprotection du patient en protonthérapie, certaines approximations ont été réalisées. Une hypothèse a été considérée pour calculer le facteur de pondération pour les neutrons, w_R , et certaines approximations ont dû être réalisées sur les facteurs de pondération pour les tissus, w_T , notamment du fait de l'absence de certains organes ou tissus du fantôme mathématique.

VI.2.4.b. Hypothèses réalisées sur le calcul de w_R

Le facteur de pondération pour les rayonnements, pour les neutrons dans notre cas, a été déterminé pour calculer la dose équivalente aux organes selon la formule donnée dans l'annexe A. Cette annexe présente également les valeurs de w_R pour les neutrons qui ont été réévaluées dans les nouvelles recommandations de la CIPR. La figure A.1 compare les fonctions continues définies dans les publications 60 et 103 de la CIPR.

L'application des recommandations de la commission pour le calcul de w_R dans notre cas a différé de l'approche de la CIPR. La commission précise qu'un unique facteur de pondération pour les neutrons « doit être appliqué à tous les tissus et organes » et ceci « indépendamment du fait que le champ de rayonnement réel varie en raison de l'atténuation et de la dégradation des neutrons ». Cette approche repose donc sur l'hypothèse que seul des neutrons externes sont incidents sur le fantôme et que la détermination du facteur w_R doit en conséquence être réalisée sur le spectre en énergie des neutrons incidents sur le fantôme. Cependant, en protonthérapie, le patient est exposé aux neutrons externes produits dans la ligne et la salle, mais également aux neutrons dits internes, produits directement dans les tissus. Ainsi, nous avons fait le choix de ne pas négliger cette contribution et de déterminer le facteur de pondération pour les neutrons en tenant compte à la fois des neutrons externes et internes.

Le facteur de pondération moyen, $\langle w_R \rangle$, a été évalué à l'aide du spectre en fluence neutronique calculé au point A (chaise de traitement) et présenté sur la figure IV.10 et selon la formule :

$$\langle w_R \rangle = \frac{1}{\Phi_{TOT}} \int w_R(E) \times \frac{d\Phi}{dE}(E) dE \quad (VI.1)$$

où $d\Phi/dE$ est la distribution de la fluence neutroniques au point A, et $w_R(E)$ est la fonction continue définie dans les recommandations de la CIPR pour le facteur de pondération pour les neutrons. Le spectre en fluence ayant été calculé en présence de la cuve d'eau au niveau de la position du patient (40 cm sous l'isocentre), il intègre à la fois les neutrons produits dans la ligne (neutrons externes) et ceux produits dans la cuve (neutrons internes). En pratique, le spectre en fluence au point A a été convolué avec les fonctions continues données dans les recommandations 60 et 103 de la CIPR pour le w_R des neutrons, présentées sur la figure A.1 de l'annexe A. Les valeurs de $\langle w_R \rangle$ calculées valent respectivement 12,1 et 10,1 selon les recommandations des publications 60 et 103 de la CIPR.

VI.2.4.c. Approximations réalisées sur les valeurs des w_T

Les facteurs de pondération pour les tissus, w_T , utilisés pour pondérer les doses équivalentes aux organes et donnés dans le tableau A.2 de l'annexe A ont été utilisés. Cependant, le fantôme mathématique employé dans l'étude ne modélisant pas tous les organes cités dans le tableau A.2 (voir Annexe A) certaines approximations ont dû être réalisées.

Pour le calcul de E au sens des recommandations de la publication 60 de la CIPR, les approximations suivantes ont été réalisées :

- La surface de l'os n'étant pas explicitement modélisées comme une cellule spécifique, la dose à l'ensemble de l'os a été considérée pour représenter la dose à la surface [Zankl et al. 1997].
- De même pour la moelle rouge, la dose à l'ensemble de l'os a été choisie pour représenter la dose à la moelle rouge.
- Le muscle n'est pas non plus représenté dans le fantôme mathématique de Cristy et Eckerman. Dans les calculs, le muscle a été assimilé à toute partie du fantôme ne représentant ni un organe ni un os du squelette.
- Le colon, qui, comme il l'est précisé dans l'annexe A, est spécifié à la fois dans les organes propres et dans les « tissus restants » n'a été comptabilisé qu'une fois dans le calcul de la dose efficace. Le choix a été fait de ne pas l'intégrer au calcul de la dose au « tissus restants ».

Concernant le calcul de E au sens des nouvelles recommandations, issues de la publication 103 de la CIPR, les approximations sur le muscle, la moelle rouge et la surface de l'os citées ci-dessus ont été conservées. En outre, ces recommandations intégrant d'autres organes dans le calcul de E, les approximations supplémentaires suivantes ont été réalisées :

- Bien que le facteur de pondération associé aux glandes salivaires soit relativement faible, $w_T=0,01$, la proximité de cet organe avec le champ de traitement nous a conduits à ne pas le négliger dans le calcul de E. Ainsi, les glandes salivaires n'ayant pas été modélisées dans le fantôme, la dose équivalente calculée à la thyroïde a été appliquée à ces dernières.
- La prostate, les nœuds lymphatiques, les bronches extrathoraciques, le tissu adipeux et conjonctif sont des organes entrant dans la composition des « tissus restants » dans les nouvelles recommandations de la CIPR. Ces tissus n'étant pas intégrés dans le fantôme mathématique, la dose équivalente n'a donc pas été calculée dans ces organes pour déterminer la dose aux « tissus restants ».

Ainsi, Les organes et tissus considérés dans le calcul de la dose aux « tissus restants » avec les w_T issus des publications 60 et 103 de la CIPR sont résumés dans le tableau VI.5. Neuf organes ont été pris en compte dans le deux cas, de plus amples détails sur les organes entrant dans la composition des « tissus restants » sont donnés dans l'annexe A.

Tableau VI.5- Organes et tissus considérés pour le calcul de la dose aux tissus restants selon les recommandations des publications 60 et 103 de la CIPR [ICRP 1991, 2007].

Publication 60 de la CIPR	Publication 103 de la CIPR
Surrénales	Surrénales
Intestin grêle	Intestin grêle
muscles	muscles
pancréas	pancréas
Rate	Rate
Thymus	Thymus
Uterus	Uterus
Cerveau	Cœur
Reins	Ves. biliaire
	Reins
	Cerveau

La dose aux « tissus restants » a été calculée par une moyenne arithmétique ; la dose équivalente calculée pour chaque organe appartenant aux « tissus restants » a été multipliée par un w_T égal à 0,12/9 dans le cas du calcul de E selon la publication 103. La sous estimation effectuée en négligeant certains organes entrant dans la composition des « tissus restants » dans le cas de la publication 103 a pu être approximativement compensée par l'augmentation de la valeur de w_T accordée aux 9 autres organes.

Pour le calcul de la dose aux « tissus restants » selon les recommandations de la CIPR 60, un w_T égal à 0,025 a été attribué au cerveau et les 8 autres organes appartenant aux « tissus restants » ont été affectés d'un w_T égal à 0,025/8. Cette évaluation de la dose aux « tissus restants » est liée à la note 3 précisée dans la CIPR 60 au niveau du tableau des valeurs du facteur de pondération pour les tissus. Cette note stipule que dans les cas exceptionnels où un seul des tissus ou organes de la

rubrique « tissus restants » reçoit une dose équivalente supérieure à la dose la plus élevée dans n'importe lequel des douze autres organes pour lesquels un facteur de pondération est précisé (c'est-à-dire ceux cités dans le tableau A.2), un facteur de pondération de 0,025 devrait être appliqué à ce tissu ou à cet organe et un facteur pondérateur de 0,025 devrait être appliqué à la dose moyenne dans le reste des autres organes des « tissus restants ». Dans le cas de la reproduction d'une irradiation de l'œil gauche, le cerveau est l'organe recevant la dose équivalente la plus élevée et la note issue de la publication 60 a donc été appliquée.

VI.3. RESULTATS

VI.3.1. Doses absorbées aux organes dues aux neutrons secondaires

Le tableau VI.6 présente les valeurs de doses absorbées dues aux neutrons secondaires calculées pour les organes cités dans le tableau VI.3 et calculées avec le modèle.

D'une manière générale, les doses absorbées les plus élevées sont observées pour les organes les plus proches du champ de traitement. Les doses absorbées à l'œil non traité et au cerveau sont respectivement égales à 13,3 et 5,2 $\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$. Les organes situés sur la face antérieure du fantôme, comme par exemple les seins, la thyroïde (également proche du champ de traitement) ou encore le thymus, reçoivent une dose supérieure à 2 $\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$. Ces organes étant en regard de la ligne de traitement, ils sont directement exposés aux neutrons secondaires produits dans les éléments constituant la voie de faisceau (neutrons externes).

Tableau VI.6 - Doses absorbées calculées pour les organes avec le modèle numérique de la salle Y2. Les doses sont exprimées en $\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$.

Organe/Tissu	D_T/D [$\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$]	Organe/Tissu	D_T/D [$\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$]
Os	2,6	Surrénales	0,4
Vessie	1,2	Cerveau	5,2
Seins	2,2	Cœur	0,9
Colon	0,9	Intestin grêle	1,2
Ovaires	0,8	Vésicule biliaire	0,8
Testicules	1,6	Reins	0,4
Foie	0,9	Pancréas	0,6
Poumons	1,1	Rate	0,6
Œsophage	0,8	Thymus	2,0
Peau	4,8	Uterus	0,9
Estomac	1,0	Muscles	3,2
Thyroïde	3,9	Œil non traité	13,3

Les valeurs calculées de la dose absorbée par la peau, le muscle ou l'os, sont également supérieures à 2 $\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$. Pour ces organes ou tissus « étendus », le modèle Monte Carlo réalise une moyenne arithmétique des dépôts d'énergie et ces derniers peuvent être localement bien plus

élevés en raison de l'hétérogénéité de l'irradiation. En l'occurrence, les dépôts d'énergie des neutrons secondaires au niveau de la tête (peau, muscle et os) contribuent majoritairement au dépôt d'énergie global sur l'ensemble du tissu considéré. Pour ces tissus, environ 95 % de l'énergie déposée par les neutrons est localisée au niveau de la tête.

Les doses absorbées calculées avec le fantôme mathématique peuvent être mises en parallèle avec celles calculées aux points représentatifs de la position des organes dans le fantôme RANDO® (voir figure V.16). Des doses égales à $7,7 \mu\text{Gy.Gy}^{-1}$ pour l'œil non traité et à $2,4 \mu\text{Gy.Gy}^{-1}$ pour la thyroïde (moyenne arithmétique entre la thyroïde droite et gauche) ont été estimées dans le fantôme RANDO®. Les doses calculées à ces organes avec le fantôme mathématique sont plus élevées. Deux raisons peuvent expliquer cet écart entre les deux fantômes numériques. Tout d'abord, afin de correspondre à la position des dosimètres CR-39 lors des mesures, les sphères de calcul définies dans le fantôme RANDO® ont été positionnées à une profondeur plus importante que la position réelle des deux organes dans le fantôme mathématique. Ainsi, les neutrons contribuant à la dose dans le fantôme RANDO® ont été plus dégradés que ceux déposant la dose dans l'œil non traité et la thyroïde du fantôme mathématique. Ces différences sont observables en comparant les spectres en fluence neutronique calculés dans le fantôme RANDO® (voir annexe C) avec ceux calculés dans le fantôme mathématique présentés dans l'annexe E. En effet, les énergies moyennes, E_n , calculées dans le fantôme RANDO® sont respectivement de 2,78 et 2,03 MeV pour le point représentant l'œil non traité et celui représentant la thyroïde, contre respectivement 3,2 et 2,2 MeV dans le fantôme mathématique. Pour les autres organes, la correspondance de la dose absorbée avec les points considérés dans le fantôme RANDO® est satisfaisante.

VI.3.2. Doses équivalentes et dose efficace dues aux neutrons secondaires

VI.3.2.a. Doses équivalentes

Les doses absorbées calculées avec le modèle et présentées dans le tableau VI.6 ont été pondérées avec les deux facteurs de pondération moyens, $\langle w_R \rangle$, déterminés selon les fonctions définies dans les publications 60 et 103 de la CIPR (voir figure A.1). Les doses équivalentes ainsi calculées pour chaque organe sont présentées sur la figure VI.5 et résumées dans le tableau VI.7 selon la classification des organes pour le calcul de la dose efficace. Elles sont exprimées en millisievert et calculées pour une dose thérapeutique de 60 Gy équivalents ^{60}Co délivrés par le faisceau primaire.

Sur la figure VI.5, les doses équivalentes aux organes sont représentées par ordre décroissant et, pour permettre une meilleure lecture, la dose équivalente à l'œil non traité, H_{ONT} , n'est pas représentée. La dose équivalente à l'œil non traité a été estimée à 9,7 et 8 mSv en appliquant respectivement les recommandations 60 et 103 de la CIPR. Cet organe étant le plus proche de la zone traitée et étant directement exposé aux neutrons produits dans le collimateur final, il reçoit la dose équivalente la plus élevée.

Les deux méthodes de détermination du facteur de pondération moyen pour les neutrons étudiées ici et faisant référence aux anciennes et nouvelles recommandations de la CIPR conduisent à des différences sur la dose équivalente à chaque organe d'environ 20% ; les doses équivalentes évaluées selon les recommandations de la publication 60 de la CIPR [ICRP 1991] étant supérieures en raison de la plus grande valeur de w_R pour les neutrons d'énergie inférieure à 1 MeV et supérieure à 50 MeV par rapport aux nouvelles recommandations [ICRP 2007].

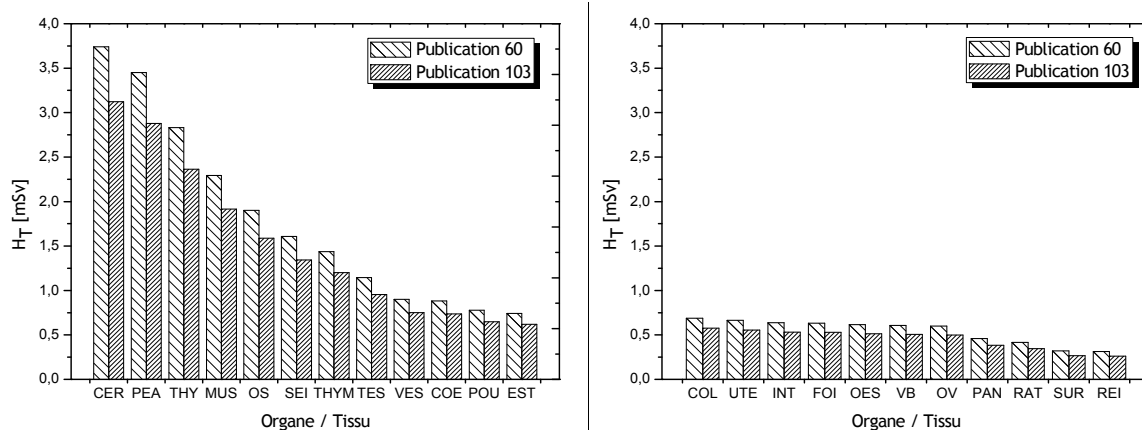


Figure VI.5 - Doses équivalentes aux organes selon les recommandations des publications 60 et 103 de la CIPR [ICRP 1991, 2007]. Les valeurs sont exprimées en mSv et calculées pour une dose thérapeutique de 60 Gy équivalent ^{60}Co . Pour une meilleure visualisation la dose équivalente à l'œil non traité n'est pas représentée.

Tableau VI.7 - Doses équivalentes aux organes entrant dans la composition du calcul de la dose efficace selon les publications 60 et 103 de la CIPR, exprimées en mSv pour une dose thérapeutique de 60 Gy équivalent ^{60}Co .

Publication 60 de la CIPR				Publication 103 de la CIPR			
Organe/Tissu	H_T [mSv]	Tissus restants	H_T [mSv]	Organe/Tissu	H_T [mSv]	Tissus restants	H_T [mSv]
Gonades	0,87	Surrénales	0,32	Gonades	0,73	Surrénales	0,27
Moelle	1,90	Intestin grêle	0,64	Moelle	1,59	Intestin grêle	0,53
Colon	0,69	muscles	2,29	Colon	0,57	muscles	1,91
Poumon	0,78	pancréas	0,46	Poumon	0,65	pancréas	0,38
Estomac	0,74	Rate	0,42	Estomac	0,62	Rate	0,35
Vessie	0,90	Thymus	2,83	Vessie	0,75	Thymus	1,20
Sein	1,61	Uterus	0,67	Sein	1,34	Uterus	0,56
Foie	0,63	Cerveau	3,74	Foie	0,53	Cœur	0,74
Oesophage	0,62	Reins	0,31	Oesophage	0,51	Ves. biliaire	0,72
Thyroïde	2,83			Thyroïde	2,36	Reins	0,31
Peau	3,45			Peau	2,88		
Surface des os	1,90			Surface des os	1,59		
				Cerveau	3,12		
				Glandes salivaires	2,36		

La dose équivalente aux gonades, H_{GONADES} , a été calculée comme la moyenne arithmétique des doses absorbées aux testicules D_{TES} et aux ovaires D_{OVA} , pondérée par le $\langle w_R \rangle$, selon l'équation :

$$H_{GONADES} = \langle w_R \rangle \times \frac{D_{TES} + D_{OVA}}{2} \quad (VI.2)$$

La dose équivalente étant calculée par pondération de la dose absorbée avec un facteur moyen unique $\langle w_R \rangle$, les observations discutées ci-dessus sur les doses absorbées aux organes sont identiques. Ainsi, en ne considérant pas le cas particulier des tissus « étendus » discuté au paragraphe précédent, la figure VI.5 permet de mettre en évidence 5 organes recevant une dose équivalente supérieure à 1 mSv : le cerveau, la thyroïde, les seins, le thymus et les testicules. A l'exception du cerveau, situé en arrière du champ de traitement, les autres organes sont tous situés dans la partie antérieure du corps, ce qui les expose directement aux neutrons générés dans les dispositifs de la ligne de traitement.

Concernant les autres organes, la dose équivalente est d'autant plus faible que l'organe est éloigné de la zone traitée (utérus, ovaires, etc.) et/ou que l'organe est profond (reins, surrénales, œsophage).

Enfin, bien que la méthode de détermination du facteur de pondération moyen unique, $\langle w_R \rangle$, considérée ici soit basée sur les recommandations de la CIPR, une méthode alternative de pondération des doses absorbées a également été étudiée. Dans cette seconde méthode, la dégradation du champ neutronique dans le fantôme a été prise en compte et un facteur de pondération moyen pour les neutrons a été évalué pour chaque organe. Pour cela, les spectres en fluence neutronique calculés pour chaque organe et présentés dans l'annexe E ont été convolués par les fonctions continues de w_R fournies dans les recommandations 60 et 103. La détermination d'un facteur de pondération pour les neutrons propre à chaque organe, et non d'un facteur unique tel que le spécifie la CIPR, est une approche ayant déjà été adoptée dans la littérature par Jiang et al. [Jiang et al. 2005] du NPTC à Boston, et plus récemment par Fontenot et al. [Fontenot et al. 2008] du MD Anderson Cancer à Houston, respectivement pour des traitements ORL et prostatique. Les doses équivalentes obtenues avec cette seconde méthode sont similaires à celles obtenues avec l'utilisation d'un $\langle w_R \rangle$ unique et ne sont donc pas présentées ici.

VI.3.2.b. Dose efficace

Le tableau VI.8 résume les doses équivalentes aux organes employées pour le calcul de la dose efficace E. Les valeurs ont été calculées pour 60 Gy délivrés à l'œil. Les facteurs de pondération utilisés pour le calcul de E au sens des recommandations 60 et 103 de la CIPR sont également rappelés.

Les différences majeures constatées entre les publications 60 et 103 de la CIPR sur la valeur des w_T portent sur les seins dont le coefficient a été augmenté à 0,12 dans les nouvelles recommandations, et sur les gonades dont le w_T a été diminué à 0,06. Le w_T associé aux « tissus restants » est également passé de 0,05 à 0,12 entre les anciennes et les nouvelles recommandations.

Les doses efficaces dues aux neutrons estimées pour un traitement de 60 Gy équivalent ^{60}Co sont respectivement égales à 1,12 et 0,98 mSv selon les recommandations 60 et 103 de la CIPR. On note une différence de 13% entre les deux cas, reflet direct des écarts discutés lors des estimations de doses équivalentes et des différences de w_T .

La pertinence de ces valeurs et l'interprétation de la dose efficace d'une manière générale pour la protection radiologique du patient lors de procédures thérapeutiques sont discutées au paragraphe VI.4.1.d.

Tableau VI.8 - Doses équivalentes et efficaces dues aux neutrons calculées selon les recommandations 60 et 103 de la CIPR [ICRP 1991, 2007]. Les valeurs des facteurs de pondération pour les tissus utilisées dans chaque cas sont rappelées.

Organe/Tissu	Publication 60 de la CIPR		Publication 103 de la CIPR	
	w_T	H_T [mSv]	w_T	H_T [mSv]
Gonades	0,2	0,87	0,08	0,73
Moelle	0,12	1,90	0,12	1,59
Colon	0,12	0,69	0,12	0,57
Poumon	0,12	0,78	0,12	0,65
Estomac	0,12	0,74	0,12	0,62
Vessie	0,05	0,90	0,04	0,75
Sein	0,05	1,61	0,12	1,34
Foie	0,05	0,63	0,04	0,53
Oesophage	0,05	0,62	0,04	0,51
Thyroïde	0,05	2,83	0,04	2,36
Peau	0,01	3,45	0,01	2,88
Surface des os	0,01	1,90	0,01	1,59
Tissus restants	0,05	2,37	0,12	0,70
Cerveau			0,01	3,12
Glandes salivaires			0,01	2,36
E [mSv]		1,12		0,98

VI.4. DISCUSSION

VI.4.1. Doses dues aux rayonnements secondaires reçues par les patients pour différentes procédures thérapeutiques

VI.4.1.a. Introduction

Afin de fournir quelques ordres de grandeur sur les doses dues aux rayonnements secondaires reçues par les patients en fonction de l'installation, de la technique de traitement ou encore de la localisation, ce paragraphe synthétise les principaux résultats obtenus dans ce chapitre

et présente en parallèle les valeurs de doses absorbées, doses équivalentes et doses efficaces disponibles dans la littérature. Rappelons que les doses absorbées et équivalentes discutées ci-après sont relatives aux neutrons secondaires uniquement et concernent l'exposition des organes situés en dehors du champ de traitement.

Comme il l'a été détaillé dans le premier chapitre, en raison de la forte dépendance des niveaux de doses dues aux neutrons secondaires en fonction des paramètres d'irradiation (type d'installation, énergie cinétique initiale des protons, taille du champ de traitement, distance par rapport à la zone traitée, etc.), les valeurs de doses issues de la littérature et présentées dans ce paragraphe sont difficilement comparables entre elles mais fournissent néanmoins des indicateurs dosimétriques sur l'exposition secondaire des patients. Pour cela, les valeurs de doses discutées ici sont rapprochées des conditions d'irradiation qui leurs sont associées, ceci afin de guider le lecteur dans l'interprétation des résultats et la compréhension des écarts observés.

Un état des lieux des valeurs de dose efficace reportées dans la littérature sur la thématique de la protection radiologique du patient en protonthérapie et radiothérapie est également présenté. Une interprétation critique de la valeur de E calculée dans ce travail est réalisée en la mettant en parallèle avec celles reportées dans la littérature pour des procédures diagnostiques.

VI.4.1.b. Doses absorbées déposées par les neutrons secondaires

Le tableau VI.9 résume les doses absorbées, exprimées en micrograys par gray, pour certains organes (première colonne) calculées pour diverses installations de protonthérapie et différents traitements. Dans la deuxième colonne sont présentées les doses calculées dans ce travail avec le modèle de la ligne Y2 de l'ICPO (voir tableau VI.6), tandis que la troisième liste les doses estimées par Agosteo et al. [Agosteo et al. 1998] pour les cas de traitements ophtalmologiques réalisés au CAL à Nice à 65 MeV. Ces dernières ont été calculées à l'aide d'un fantôme tête Alderson (type ART[®]), et 2,4 et 1,5 $\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$ ont été estimées respectivement pour l'œil non traité et le cerveau. Les écarts constatés pour ces organes entre l'installation d'Orsay et le CAL s'expliquent en partie en raison de l'énergie plus faible du faisceau de protons utilisée au CAL. D'autres différences entre les deux installations peuvent expliquer les plus faibles valeurs obtenues par Agosteo et al. :

- les simulations réalisées par Agosteo et al. ne prennent pas en compte l'effet du modulateur puisqu'un pic de Bragg natif a été simulé dans leur étude. Cette approximation est raisonnable car le modulateur employé au CAL est uniquement composé de plexiglas et n'intègre pas, à l'inverse de celui utilisé à Orsay, de partie en laiton,
- l'émittance angulaire du faisceau est égale à 10 mrad tandis que celle de la ligne Y2 spécifiée dans cette étude est de 28 mrad,
- enfin, au CAL, le diffuseur n'est pas situé dans la salle de traitement mais en amont dans la voie de faisceau.

Les doses reportées dans les deux dernières colonnes du tableau VI.9 sont relatives à un traitement du sinus à environ 170 MeV (énergie différente pour chaque champ de traitement) et au champ crânien d'un traitement crânio-spinal (traitement de la totalité du système nerveux central réalisé pour les cas de médulloblastomes) à 180 MeV. Les deux énergies de traitement utilisées étant proches, les différences entre ces deux cas sont dues aux tailles de champs mises en œuvre et à l'incidence du faisceau. Ainsi, la différence de dose absorbée, supérieure de plus d'un facteur 2 pour le traitement du sinus par rapport au traitement crânio-spinal, s'explique en raison de la position relative de la thyroïde par rapport aux zones traitées : sinus versus système nerveux, et de l'incidence des champs de traitement considérés, trois champs dont un antérieur pour le sinus versus un champ crânien postérieur.

Tableau VI.9 - Doses absorbées aux organes déposées par les neutrons secondaires pour quatre installations de protonthérapie et divers traitements : a) ICPO : traitement ophtalmologique, ce travail ; b) CAL : traitement ophtalmologique [Agosteo et al 1998] ; c) NPTC : traitement du sinus par trois champs (un antérieur et deux latéraux) [Jiang et al. 2005] ; d) M.D Anderson Cancer Center : champ crânien oblique postérieur droit d'un traitement crânio-spinal [Newhauser et al. 2009].

Organe	Dose absorbée [$\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$]			
	75,3 MeV ^a	65 MeV ^b	~170 MeV ^c	180 MeV ^d
Thyroïde	3,9	/	431	200
Poumons	1,1	/	117	145
Estomac	1	/	27	89
Seins	2,2	/	71	156
Peau	4,8	/	355	106
Œil non traité	13,3	2,4	640*	/
Cerveau	5,2	1,5	400	/

* dose absorbée calculée au cristallin

Une mise en parallèle des doses absorbées calculée par Jiang et al. dans le cas du traitement du sinus, avec celles obtenues dans ce travail pourrait être envisageable du fait de la proximité des zones traitées, néanmoins, les différences sur la taille de champ et l'énergie de traitement expliquent les valeurs plus élevées obtenues par Jiang et al. [Jiang et al. 2005].

VI.4.1.c. Doses équivalentes dues aux neutrons secondaires

La dose équivalente aux organes est plus fréquemment employée dans la littérature traitant de l'exposition du patient aux neutrons secondaires que la dose absorbée. En effet, comme il l'a été précisé précédemment, cette grandeur dosimétrique permet de prendre en compte les

différences d'efficacité biologique des neutrons et apporte ainsi une information supplémentaire concernant l'exposition d'un organe ou d'un tissu donné aux neutrons secondaires. Les doses équivalentes dues aux neutrons secondaires générés en protonthérapie ou radiothérapie par photons de haute énergie publiées dans la littérature sont ici comparées. Comme pour les comparaisons de doses absorbées discutées au paragraphe précédent, les valeurs de doses équivalentes à un tissu ou un organe donné sont fonction de la technique de traitement utilisée, des paramètres d'irradiation et de la localisation du volume cible.

Les doses équivalentes présentées dans le tableau VI.10 sont exprimées en millisievert par gray délivré à l'isocentre. Les valeurs calculées dans ce travail sont présentées dans la deuxième colonne. Il convient tout d'abord de noter que si un unique facteur de pondération pour les neutrons a été calculé pour pondérer les doses absorbées calculées avec le modèle de la salle Y2, les méthodes de pondération des doses absorbées utilisées par les auteurs cités dans le tableau VI.10 sont différentes. Jiang et al. et Fontenot et al. [Jiang et al. 2005 ; Fontenot et al. 2008] ont calculé un w_R pour chaque organe, tandis que Taddei et al. [Taddei et al. 2009] ont estimé un w_R pour chaque champ d'irradiation considéré dans le traitement crânio-spinal. Notons de plus que certains de ces auteurs se sont également intéressés à la dose due aux photons secondaires dans leur étude, mais seule la composante relative aux neutrons secondaires de la dose équivalente est présentée dans le tableau VI.9.

En considérant les organes proches des champs de traitement, il peut être souligné que les doses équivalentes reportées par Jiang et al. [Jiang et al. 2005] (3^{ème} colonne) pour la thyroïde et l'œil droit sont plus faibles que celles calculées par Taddei et al. [Taddei et al. 2009] (4^{ème} colonne). La taille de champ (19,3 x 14,3 cm²) considérée par l'équipe du M.D Anderson Cancer Center est bien supérieure à celle employée pour le traitement du sinus, ce qui explique en partie ces écarts. Il convient de noter que la dose équivalente due aux neutrons reportée par Taddei et al. pour le cerveau n'est pas discutée ici dans la mesure où cet organe se trouve dans le champ traité.

A titre indicatif, les doses équivalentes calculées dans le cas d'un traitement de la prostate réalisé au moyen de photons sont présentées dans les deux dernières colonnes du tableau VI.10. Howell. et al. [Howell et al. 2006a] ont distingué les valeurs obtenues dans le cas d'un traitement par radiothérapie conventionnelle et dans celui d'un même traitement par radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI). Lors d'un traitement par RCMI, la fluence de photons est modulée sur la surface du champ traité tandis que cette dernière ne l'est pas lors d'un traitement conventionnel. La RCMI présente l'avantage d'améliorer la conformation de la dose au volume, mais entraîne une augmentation du temps de traitement et donc une exposition du patient aux neutrons secondaires (photoneutrons) plus importante que lors d'un traitement conventionnel. Les valeurs de doses équivalentes présentées dans le tableau VI.10 pour un traitement de la prostate par protonthérapie à 250 MeV, ou par radiothérapie avec modulation d'intensité à 18 MV

peuvent être comparées dans la mesure où la même localisation est considérée. Ainsi, les organes situés plus en surface comme la thyroïde ou les seins, reçoivent une dose équivalente plus élevée lors d'un traitement par RCMI que lors d'un traitement par protonthérapie. La tendance inverse est observée pour les organes plus profonds comme les poumons ou l'estomac. La dose équivalente reçue par la peau est similaire avec les deux techniques de traitement.

Tableau VI.10 - Doses équivalentes aux organes dues aux neutrons secondaires pour diverses procédures thérapeutiques au moyen de protons ou photons : a) ICPO : traitement ophtalmologique, ce travail ; b) NPTC : traitement du sinus par trois champs (un antérieur et deux latéraux) [Jiang et al. 2005] ; c) M.D Anderson Cancer Center, champ crânien oblique postérieur droit d'un traitement crânio-spinal [Taddei et al. 2009] ; d) M.D Anderson Cancer Center : traitement prostatique [Fontenot et al. 2008] ; e) Traitement prostatique par radiothérapie conventionnelle (« Conv », 4 champs) et par radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (« RCMI », 5 champs) [Howell et al. 2006a].

Organe	Dose équivalente [mSv.Gy ⁻¹]					
	PROTONS				PHOTONS	
	75,3 MeV ^a	-170 MeV ^b	180 MeV ^c	250 MeV ^d	Conv 18 MV ^e	RCMI 18 MV ^e
Thyroïde	3,5E-02	3,2	11	1,9	1,9	4,3
Poumon	1E-03	0,8	4,6	2,4	5,6E-02	0,15
Estomac	1E-03	0,2	3,1	3,1	0.126	0,3
Seins	2E-02	0,7	4,3	2,8	1.86	4,3
Peau	4E-02	0,9	5,3	5,8	2.3	5,4
Œil non traité	0,2	5	19,8*	/	/	/
Cerveau	4,5E-02	3,2	31,1	1,2	/	/

* Œil droit

Comme il l'a été précisé au paragraphe précédent, une analyse plus détaillée des écarts relatifs sur les doses équivalentes entre les différents types de traitements est difficile en raison des différences sur les paramètres d'irradiation impliqués dans chacune des études (énergie des protons, modulateur, épaisseur d'absorbeur considérée, présence ou non d'un compensateur, taille de champ, etc.). En outre, ces paramètres sont dépendants de l'installation considérée, l'architecture de la voie de faisceau variant d'une installation à l'autre. De manière générale, les organes ou tissus situés à proximité de la zone traitée reçoivent une dose équivalente plus élevée. De même, comme il l'a été précisé au chapitre I (voir paragraphe I.2.3.b) l'énergie cinétique du faisceau de protons est un facteur qui conditionne directement la production de neutrons et en conséquence l'exposition secondaire des organes. À titre d'exemple, la dose équivalente reportée par Fontenot et al. [Fontenot et al. 2008] pour la peau lors d'un traitement à 250 MeV est de 5,8 mSv.Gy⁻¹ alors qu'elle est inférieure à 1 mSv.Gy⁻¹ pour un traitement à 175 MeV. Cependant, on

note que Taddei et al. [Taddei et al. 2009] ont calculé une valeur de dose équivalente à la peau supérieure à 5 mSv.Gy^{-1} pour un traitement à 180 MeV. Cette valeur est proche de celle reportée par Fontenot et al. [Fontenot et al. 2008] pour un traitement à 250 MeV ce qui s'explique ici par le champ de traitement plus large utilisé dans le cas du traitement à 180 MeV. Les organes situés en dehors du champ de traitement reçoivent donc une dose équivalente due aux neutrons secondaires d'autant plus élevée que le champ de traitement est grand.

VI.4.1.d. Dose efficace due aux neutrons secondaires

Comme il l'a été précisé au paragraphe VI.2.4.a et conformément aux recommandations de la CIPR 103 [ICRP 2007], la dose efficace a été calculée pour le cas d'un traitement ophtalmologique à l'ICPO dans un but de comparaison avec les valeurs de E issues de la littérature pour d'autres types de traitements. Les observations faites pour la comparaison des doses absorbées et équivalentes relatives à différents types de traitements sont également applicables pour la dose efficace. Celle-ci étant calculée comme la somme pondérée des doses équivalentes par les facteurs de pondération des tissus, w_T , elle est également dépendante des paramètres de traitement et de la localisation considérée.

Le tableau VI.11 présente la dose efficace calculée dans cette étude ainsi que certaines valeurs de E dues aux neutrons secondaires reportées dans la littérature pour d'autres types de traitement par protonthérapie. Les paramètres d'irradiation comme la dose thérapeutique délivrée par les protons primaires, le nombre et la taille maximale des champs de traitement considérés dans le calcul sont précisés. Les valeurs maximale et minimale des doses équivalentes aux organes calculées pour chaque type de traitement sont également données. Précisons que les facteurs de pondération pour les tissus, w_T , utilisés pour le calcul de E présentées dans le tableau VI.11 sont différentes. La valeur de la dose efficace calculée dans cette étude avec les w_T issus de la publication 103 de la CIPR est présentée tandis que les autres valeurs de E, issues de la littérature, ont été calculées avec les w_T donnés dans la publication 60 de la CIPR [ICRP 1991]. Il convient enfin de noter que les doses équivalentes et efficace relatives au traitement de la prostate incluent l'exposition secondaire dues à la fois aux photons et aux neutrons. Fontenot et al. [Fontenot et al. 2008] précisent d'ailleurs à ce propos que la contribution des photons secondaires à la dose efficace est d'environ 10%.

Les différences relatives observées entre les valeurs de dose efficace associées aux divers traitements s'expliquent par l'énergie des protons primaires, le nombre et la taille des champs de traitement et la dose thérapeutique totale délivrée par le faisceau de protons. Ainsi, bien que l'énergie cinétique du faisceau et la dose thérapeutique délivrée dans le cas d'un traitement crânio-spinal soient inférieures à celles qui sont mises en œuvre dans le cas d'un traitement de la prostate, les multiples champs de traitement impliqués dans l'irradiation du médulloblastome entraînent une dose efficace due aux neutrons secondaires similaire à celle calculée pour un traitement prostatique. Les tailles de champ nettement plus larges mises en œuvre pour le

traitement crânio-spinal expliquent également la valeur élevée de E reportée par Taddei et al [Taddei et al. 2009].

Tableau VI.11 - Doses efficaces calculées pour divers traitement par protonthérapie. Les paramètres d'irradiation considérés ainsi que les doses équivalentes minimales et maximales sont précisées ; a) ICPO, 75,3 MeV, ce travail ; b) M.D Anderson Cancer Center, 250 MeV [Fontenot et al. 2008] ; c) NPTC, ~170 MeV [Jiang et al. 2005] ; d) M.D Anderson Cancer Center, ~180 MeV, [Taddei et al. 2009]

	Type de traitement				
	Ophthalmologique ^a	Prostate ^b	Poumon ^c	Sinus ^c	Crânio-spinal ^d
Dose thérapeutique [Gy]	60	75,4	72	45	30,6 + 23,4 *
Nombre de champs traités	1	2	3	3	6
Taille de champ max [cm ²]	7	51,3	/	/	208
Dose équivalente min [mSv]	0,3	143	11,4	0,3	176
Dose équivalente max [mSv]	8	928	213	143	884
Dose Efficace [mSv]	0,98	415	162	26,8	418

* 30,6 Gy au système nerveux central + 23,4 Gy à la tumeur (Medulloblastome)

Les doses équivalentes minimales et maximales précisées dans le tableau VI.11 pour chaque type de traitement illustrent les fortes variations pouvant apparaître entre les différents organes concernant leur exposition aux neutrons secondaires. Un facteur 10 peut parfois être observé sur la dose équivalente entre les organes situés à proximité de la zone traitée et ceux plus éloignés du champ de traitement. L'exposition aux neutrons secondaires en protonthérapie est donc très hétérogène. La dose efficace ayant été conçue à partir du suivi d'une cohorte d'individus ayant subi des expositions homogènes ou quasi-homogènes, la valeur de E d'environ 1 mSv calculée dans ce travail doit être considérée ici à titre indicatif seulement.

Il peut être intéressant de comparer la valeur de E calculée dans cette étude avec celles publiées pour des procédures diagnostiques. Catalog et al. [Catalog et al. 2008] ont reporté des valeurs de doses efficaces pour différents examens diagnostiques pratiqués en radiologie et en médecine nucléaire. Une valeur d'environ 1 mSv est reportée pour des examens tels qu'une radiographie du rachis lombaire, une mammographie, une scintigraphie thyroïdienne ou encore un scanner cérébral. Au vu de ces valeurs, égales à celle obtenue dans le cas d'un traitement ophtalmologique par protonthérapie, il n'est manifestement pas envisageable de croire que le risque, auquel la dose efficace est relative et qui est associé à ces diverses expositions, soit similaire.

VI.4.2. Le risque de cancer radio induit suite à l'exposition aux neutrons secondaires

Les données dosimétriques relatives à l'exposition des patients aux neutrons secondaires fournissent des informations d'entrée importantes pour tenter d'évaluer le risque encouru par ce dernier de développer un cancer radio induit (ou second cancer) à distance du traitement. Cependant, à l'échelle de ce travail de thèse, cette estimation n'a pas été menée. Il nous a tout de même semblé intéressant de faire un point sur les études publiées sur le sujet et plus particulièrement sur les méthodes existantes.

L'estimation du risque de second cancer en protonthérapie a fait l'objet de nombreuses études ces dernières années [Schneider et al. 2000, 2005, 2006 ; Miralbell et al. 2002 ; Brenner et Hall 2008 ; Zacharatou Jarlskog et Paganetti 2008 ; Newhauser et al. 2009 ; Taddei et al. 2009]. Cependant, les méthodes employées par les différentes équipes pour estimer le risque diffèrent.

Certaines équipes ont évalué le risque de second cancer en utilisant les doses équivalentes ou la dose efficace. Taddei et al. [Taddei et al. 2009] ont évalué le risque de second cancer pour un patient pédiatrique recevant une irradiation crânio-spinale en utilisant un coefficient de risque issu du rapport 126 du NCRP²⁴ [NCRP 1997]. Ce dernier préconise d'utiliser un coefficient de 8,1% par sievert de dose efficace. Ce coefficient tient compte des effets stochastiques pour plusieurs organes ainsi que des effets héréditaires. Taddei et son équipe ont déterminé un excès de risque de développement d'un second cancer mortel de 3,4% (E=418 mSv, Cf. Tableau VI.11).

Newhauser et al. [Newhauser et al. 2009] ont adopté une approche basée sur les doses équivalentes dues aux neutrons secondaires calculées pour le cas d'un traitement de crânio-spinal. Après avoir calculé par Monte Carlo les doses équivalentes, les auteurs ont utilisé les coefficients de risque de cancer mortel et de létalité issus de la publication 60 de la CIPR [ICRP 1991] pour évaluer un risque de développement de second cancer pour chaque organe. Le risque total encouru par le patient suite à son exposition aux rayonnements secondaires a ensuite été sommé pour chaque tissu ou organe. Un risque de 1,5% a été déduit pour le traitement d'un médulloblastome avec la technique de diffusion passive, et de 0,76% avec la technique de mise en forme dynamique (spot scanning). Jiang et al. [Jiang et al. 2005] ont également évalué un risque de second cancer à partir des doses équivalentes aux organes. Leur méthode diffère de celle de Newhauser car ils ont utilisé les données basées sur les survivants de la bombe atomique publiées par Preston et al. [Preston et al. 2003]. Pour un traitement du poumon, un risque de développer un cancer mortel de l'œsophage est évalué respectivement pour un homme et une femme à 1,12 et 1,33 (le risque relatif pour la population non exposée étant de 1).

L'utilisation de la dose efficace pour évaluer le risque de second cancer est explicitement non recommandée dans les nouvelles recommandations de la CIPR. La commission précise en outre que la notion de dose efficace ne peut être utilisée pour indiquer le risque de second cancer et d'effets héréditaires pour des individus spécifiques (par exemple les patients) (voir paragraphe B

²⁴ National council on Radiation Protection and Measurements

232 de la publication 103) [ICRP 2007]. L'emploi de la dose efficace pour estimer le risque de cancer radio induit chez le patient est d'autant plus délicat que les valeurs des coefficients de pondération pour les tissus, w_T , ont été moyennées pour des individus de tout âge et de sexe différents [ICRP 2007]. La commission précise à ce propos que les concepts de dose absorbée et de dose équivalente aux organes doivent être choisis pour les études épidémiologiques, l'estimation de la probabilité de cancer radio-induit (effets stochastiques) et pour la possibilité de réaction tissulaire aux rayonnements (effets déterministes). Plusieurs auteurs [Martin 2007 ; Brenner 2008] ont récemment analysé en détail le concept de dose efficace et ses limites d'utilisation. Brenner [Brenner 2008] suggère d'ailleurs que le concept de dose efficace devraient être remplacé par une nouvelle quantité qu'il introduit et définit comme « le risque efficace » (noté « R »). Cette quantité serait, à l'inverse de la dose efficace, spécifique à l'âge et au sexe.

L'emploi de la dose équivalente comme grandeur dosimétrique à la base d'une estimation du risque de second cancer peut également être inadaptée dans la mesure où le calcul du facteur de pondération pour les neutrons, w_R , à partir de la fonction définie dans la CIPR représente une source importante d'incertitude. Les valeurs moyennes de w_R pour les neutrons typiquement utilisées pour le corps humain dans la littérature sont comprises entre 2 et 11 [Yan et al. 2002 ; Jiang et al. 2005 ; Wroe et al. 2007 ; Taddei et al. 2009]. Cependant, Kellerer [Kellerer 2000] a précisé que les valeurs de w_R pour les neutrons à de très faibles doses sous estiment probablement l'efficacité biologique relative des neutrons en ce qui concerne les mutations cellulaires. Pour les neutrons d'énergie comprise entre 1 et 2 MeV, le NCRP a publié dans son rapport 104 [NCRP 1990] des valeurs élevées de w_R pour les neutrons, supérieures à 100 en considérant plusieurs critères d'évaluation. Parallèlement, il est également conseillé dans le rapport BEIR²⁵ VII du NCR²⁶ paru en 2006 [NRC 2006] d'utiliser un w_R égal à 10 indépendamment de l'énergie des neutrons malgré la forte incertitude sur les valeurs de w_R pour les faibles doses.

Les fortes incertitudes associées aux valeurs du w_R pour les neutrons aux faibles doses ont mené certaines équipes à utiliser plutôt le concept d'efficacité biologique relative maximale, EBR_M , défini dans la publication 92 de la CIPR [ICRP 2003], pour pondérer les doses. Il se définit comme la valeur maximale de l'EBR des neutrons aux faibles doses²⁷. Lors d'expérimentations in vivo à des faibles doses, Dennis [Dennis 1987] a reporté des valeurs maximales d'EBR pour les neutrons comprises entre 6,4 et 71. Des valeurs plus élevées de l'EBR pour les neutrons de fission atteignant une valeur constante pour de faibles doses sont également reportées dans un rapport du NCRP [NCRP 1990]. Ce même rapport fait état du fort potentiel carcinogène des faibles doses déposées par les neutrons. Plus récemment, Kellerer et al. [Kellerer et al. 2006] ont confirmé les fortes valeurs de l'EBR au faibles doses en analysant les données des survivants de la bombe atomique et en déduisant, avec un intervalle de confiance de 95%, que les valeurs de l'EBR se situaient entre 25

²⁵ Biological Effect of Ionizing Radiations

²⁶ National Council Research

²⁷ Rappelons que l'EBR des neutrons discuté ici concerne les effets stochastiques. Les valeurs de l'EBR pour les effets déterministes étant bien plus faibles.

et 400. Sur cette base, Brenner et Hall [Brenner et Hall 2008] ont récemment discuté les valeurs de l'EBR des neutrons pour de faibles doses afin d'estimer un risque associé à l'exposition des patients aux neutrons secondaires en protonthérapie. Ils précisent dans leur étude que les données disponibles sur l'EBR_M des neutrons aux faibles doses sont basées sur des expériences menées sur l'homme en utilisant les estimations de doses dues aux neutrons relatives aux survivants des bombardements d'Hiroshima et Nagasaki. Ils fournissent ainsi des valeurs de l'EBR_M pour les neutrons en fonction de l'effet carcinogène de ces derniers sur l'homme. Les valeurs reportées de l'EBR_M par Brenner et Hall sont égales à 100 et 63 respectivement pour le risque de cancer solide mortel et l'incidence de tout type de cancer. Dans leur étude, Brenner et Hall ont utilisé les valeurs de dose absorbées aux organes reportées par Jiang et al. [Jiang et al. 2005] et sur la distribution spectrale en fluence des neutrons publiée par Zheng et al. [Zheng et al. 2007b] pour l'installation du M.D Anderson Cancer Center en considérant un faisceau de haute énergie (> 150 MeV). Cependant, la majeure partie des données (humaines et animales) publiées sur l'effet carcinogène des neutrons aux faibles doses étant relatives à des neutrons de fission dont l'énergie moyenne est située entre 1 et 2 MeV, ils ont évalué l'EBR_M pour des neutrons de plus haute énergie en se basant sur des valeurs d'EBR mesurées au CERN pour un spectre de neutron de haute énergie. Ainsi, en considérant la sous estimation de l'EBR des neutrons aux faibles doses par w_R pour les neutrons, Brenner et Hall ont choisi d'utiliser une valeur d'EBR_M égale à 25 pour pondérer les doses absorbées aux organes calculées par Jiang et al. pour un traitement du poumon au NPTC. Le risque de développement d'un second cancer estimé par Brenner et Hall suite à l'exposition du patient aux neutrons secondaires lors un traitement pulmonaire est égal à 5% et 10% en considérant respectivement le cas d'un garçon et d'une fille de 15 ans.

Enfin, d'autres méthodes de calcul du risque de développement de cancer radio-induit sont présentées dans la littérature. Elles sont basées sur le calcul de l'excès de risque relatif (ERR) ou de l'excès de risque absolu (ERA) qui sont des modèles introduits par la CIPR et dont les méthodes de calcul ont été décrites par ailleurs [Preston et al. 2003, 2007]. Ces modèles de calculs sont axés sur une évaluation spécifique du risque pour un organe donné, le risque global n'étant pas considéré. Zacharatou Jarlskog et al. [Zacharatou Jarlskog et Paganetti 2008] ont utilisé cette approche pour évaluer l'incidence de cancer non mortel pour des patients d'âge différents traités pour une tumeur intracrânienne. Les valeurs de doses équivalentes aux organes publiées précédemment par la même équipe [Zacharatou Jarlskog et Paganetti 2008] ont été utilisées pour appliquer les modèles de calcul d'estimation du risque. Il convient de noter que les valeurs de doses utilisées pour le calcul du risque de second cancer sont les doses équivalentes calculées à l'aide des facteurs de pondération du rayonnement, w_R , au sens des recommandations de la CIPR .

D'autres équipes ont étudié le risque de second cancer encouru par le patient traité par protonthérapie en se basant sur les mêmes modèles de calcul mais sans considérer les doses équivalentes aux organes calculées avec le w_R défini dans les recommandations de la CIPR. Un autre concept de dose équivalente à l'organe (DEO) a été développé [Schneider et al. 2005] et diffère de

celui de la CIPR [ICRP 1991, 2007]. Dans ce modèle, toute distribution de dose dans un organe est équivalente et correspond à la même dose équivalente si elle cause le même risque d'incidence de second cancer. Pour les faibles doses, le DEO est simplement la dose moyenne à l'organe puisqu'à ces niveaux le lien entre la dose et le risque est linéaire (modèle « LNT » voir annexe A). Les auteurs ont ensuite utilisé ce concept pour évaluer le risque de cancer radio induit pour les techniques modernes de radiothérapie, comme la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) ou la protonthérapie [Schneider et al. 2005, 2008]. Il convient de préciser cependant que cette méthode d'estimation du risque développée par Schneider et al. ne s'attache pas uniquement aux doses dues aux neutrons secondaires puisqu'elle intègre également la distribution de la dose due au rayonnement primaire, dans les organes à risques (OARs) situés dans le champ de traitement via l'utilisation des histogrammes dose/volume (HDVs) [Schneider et al. 2005].

L'estimation du risque de second cancer encouru par les patients traités avec les techniques de radiothérapie modernes, comme la protonthérapie, reste une problématique complexe en raison des nombreuses méthodes de calcul disponibles et reportées dans la littérature. Concernant la seule problématique des neutrons secondaires et des doses déposées par ces derniers en dehors du champ de traitement, il semble que la méthode présentée par Brenner et Hall [Brenner et Hall 2008] soit directement applicable à notre étude. L'utilisation de l'efficacité biologique relative des neutrons aux faibles doses, EBR_M , pour pondérer les valeurs de doses absorbées aux organes permet de se prémunir des potentielles sous estimations des facteurs de pondération pour les neutrons aux faibles doses et ainsi d'évaluer une grandeur, la dose pondérée par l' EBR_M spécifique à chaque organe (exprimée en gray équivalent), comme base de départ pour l'estimation du risque. Néanmoins, cette méthode souffre encore actuellement du manque de données relatives à l'EBR des neutrons aux énergies supérieures à 10 MeV puisque les rares données publiées sur l'effet carcinogène des neutrons aux faibles doses sont des valeurs d'EBR relatives à des neutrons de fissions.

VI.5. CONCLUSION

Nous avons présenté dans ce chapitre les doses dues aux neutrons secondaires reçues par les organes du patient lors d'un traitement ophtalmologique par protonthérapie, calculées au moyen du modèle Monte Carlo précédemment validé. Pour cela, un mannequin anthropomorphe numérique, le modèle de fantôme mathématique de Cristy et Eckerman [Cristy et Eckerman 1987] basé sur les données anatomiques de l'homme standard, a été intégré au modèle.

Les doses absorbées, D_T , déposées par les neutrons secondaires au niveau de 24 organes du fantôme ont été calculées avec le code Monte Carlo MCNPX. Seuls les organes situés en dehors du champ de traitement ont été étudiés. Les spectres en fluence neutronique pour chacun des 24 organes ont également été estimés avec le modèle et sont présentés dans l'annexe E. Afin de prendre en compte les différences d'efficacité biologique des neutrons, la dose équivalente aux organes, H_T , a été calculée selon les recommandations de la CIPR. Une comparaison des doses

équivalentes aux organes selon les anciennes et les nouvelles recommandations de la CIPR a également été réalisée [ICPR 1991, 2007]. Un facteur de pondération moyen pour les neutrons, $\langle w_R \rangle$, a été calculé à l'aide du spectre en fluence neutronique évalué sur la chaise de traitement et présenté dans le chapitre IV (figure IV.10). En pratique, le spectre en fluence a été convolué avec les fonctions continues issues des recommandations 60 et 103 de la CIPR pour le w_R des neutrons qui sont présentées sur la figure A.1 de l'annexe A. Des valeurs de $\langle w_R \rangle$ égales à 12,1 et 10,1, respectivement selon les recommandations des publications 60 et 103 de la CIPR, ont été évaluées.

Les doses absorbées et équivalentes calculées selon les deux recommandations de la CIPR sont présentées respectivement dans les tableaux VI.6 et VI.7. Les écarts observés sur les valeurs de dose entre les deux publications de la CIPR découlent des différences de considérations sur les valeurs de w_R pour les énergies inférieures à 1 MeV et supérieures à 50 MeV.

D'une manière générale, les doses absorbées déposées par les neutrons secondaires sont relativement faibles. Les valeurs maximales sont rencontrées au niveau de l'œil non traité et du cerveau, avec des valeurs respectivement égales à 13,3 et 5,2 $\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$. Concernant les doses équivalentes, 6 organes (l'œil non traité, le cerveau, la thyroïde, les seins, le thymus et les testicules) reçoivent une dose supérieure à 1 mSv (pour un traitement de 60 Gy équivalent ^{60}Co). A l'exception du cerveau, situé en arrière du champ de traitement, les autres organes sont situés sur la partie antérieure du corps, qui est directement exposée aux neutrons générés dans les dispositifs de la ligne de traitement.

Il convient de rappeler que les valeurs présentées dans cette étape finale de l'étude sont probablement surestimées puisqu'une surestimation systématique des doses dues aux neutrons secondaires par le modèle Monte Carlo a été mise en évidence lors des phases de validations expérimentales (chapitre IV et V). En se basant sur les écarts calcul/mesure obtenus pour le fantôme RANDO[®] au chapitre V, la surestimation est située entre 5% et 25% pour la plupart des organes. Les écarts plus importants observés à l'œil non traité et la thyroïde gauche sont attribués à un défaut de repositionnement entre les points de calcul et de mesure.

Les doses absorbées et équivalentes calculées ici pour le cas d'un traitement ophtalmologique standard en protonthérapie ont été mises en parallèle avec les valeurs extraites de la littérature pour d'autres types de traitement. La comparaison des doses secondaires est néanmoins délicate puisque celles-ci varient en fonction des paramètres d'irradiation (type d'installation, énergie cinétique initiale des protons, taille du champ de traitement, distance par rapport à la zone traitée, etc.).

Une valeur de la dose efficace, E , a également été calculée en utilisant les facteurs de pondération pour les tissus w_T . Cette grandeur a été calculée dans un but de comparaison avec des valeurs de E relatives à l'exposition aux neutrons secondaire pour d'autres types de traitements et disponibles dans la littérature.

Enfin, l'estimation du risque de développement d'un second cancer lié à l'exposition du patient aux neutrons secondaires générés lors des traitements de protonthérapie n'a pas été réalisée. Les méthodes mises en œuvre par certaines équipes pour réaliser une estimation de ce risque diffèrent fortement sur le formalisme à employer. Si certains auteurs combinent les données dosimétriques que sont la dose efficace ou les doses équivalentes aux organes avec des coefficients de risque disponibles dans la littérature, d'autres études révèlent que le recours à l'EBR des neutrons semble plus adapté lorsque les faibles doses sont considérées. En effet, il a été reporté dans la littérature que les valeurs des facteurs de pondération pour les neutrons aux faibles doses pourraient sous estimer leur efficacité biologique relative. En outre, il est explicitement déconseillé dans les dernières recommandations CIPR d'utiliser la grandeur qu'est la dose efficace à des fins d'estimation du risque de second cancer.

Ainsi, pour réaliser une estimation du risque de cancer radio-induit en rapport avec l'exposition du patient aux neutrons secondaires, il nous semble plus approprié de s'intéresser à l'efficacité biologique des neutrons pour les faibles doses (EBR_M) pour pondérer les doses absorbées aux organes.

CONCLUSION GENERALE

Au cours des dernières années, la problématique des champs de rayonnements secondaires générés dans les installations de protonthérapie durant les traitements a conduit la communauté scientifique à s'interroger sur l'exposition additionnelle reçue par le patient traité et ses conséquences. Plusieurs études ont été menées sur le sujet dans les différents centres de traitements existant dans le monde et des valeurs de doses secondaires reçues par les patients ont été reportées pour divers types de traitements. L'analyse des données dosimétriques disponibles dans la littérature met en évidence une grande variabilité des valeurs reportées et l'utilisation de grandeurs dosimétriques diverses. En effet, les niveaux de dose dus aux champs neutroniques secondaires en protonthérapie sont conditionnés par de nombreux paramètres d'irradiation tels l'énergie des protons, la taille de champ, le design de la voie de faisceau, etc. ; en outre l'installation et la technique de mise en forme du faisceau sont également des facteurs influençant la production de neutrons secondaires. Ainsi, l'interprétation ou la comparaison des valeurs de doses secondaires est délicate.

Ce type d'étude n'ayant pas été réalisé pour l'installation d'Orsay, un accord de collaboration a été mis en place entre l'ICPO et le laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisant de l'IRSN. Un programme de recherche sur les doses dues aux neutrons secondaires reçues par les patients traités par protonthérapie ophtalmologique a été initié. L'étude a été spécifiquement axée sur les neutrons secondaires qui sont, parmi les particules secondaires générées au cours du traitement, les principales particules à l'origine des doses additionnelles en dehors du champ de traitement.

Le travail de thèse a débuté par le développement d'un modèle Monte Carlo, avec le code MCNPX, de la salle dédiée aux traitements ophtalmologiques à l'ICPO (salle Y2).

Au vu des études réalisées sur la thématique de la radioprotection du patient auprès d'installations de protonthérapie, un des premiers objectifs a été de pouvoir compléter les données existantes publiées sur le sujet pour les cas de traitements ophtalmologiques. En outre, l'objectif final étant d'estimer par simulations numériques les doses secondaires reçues par les organes, une attention particulière a été accordée à la validation expérimentale du modèle Monte Carlo. En effet, bien que le recours à l'outil Monte Carlo se soit généralisé ces dernières années pour caractériser les champs neutroniques secondaires auprès d'installations médicales, les études publiées souffrent d'un manque de validations expérimentales qui permettent non seulement de consolider les résultats obtenus, mais également d'évaluer la précision avec laquelle les estimations sont faites. Le modèle réalisé dans cette étude a donc été validé à plusieurs niveaux.

La première étape de validation expérimentale mise en œuvre a consisté à évaluer la capacité du modèle à reproduire les distributions de dose en profondeur des protons dans l'eau sous différentes conditions de diffusion. L'accord obtenu entre les simulations et les mesures sur les profils de dose relatifs est bon, typiquement inférieur au millimètre pour les différents paramètres dosimétriques étudiés (parcours, largeurs de pic et de champ, pénombre latérale et distale).

Lors de la seconde étape de validation les équivalents de dose ambiant, $H^*(10)$, dus aux neutrons secondaires à distance de la zone traitée, ont été évalués expérimentalement en plusieurs points de la salle de traitement et comparés aux simulations réalisées avec MCNPX. Les comparaisons entre les valeurs de $H^*(10)$ mesurées par les radimètres et calculées avec le modèle dans des conditions d'irradiation identiques, présentent une cohérence globalement satisfaisante. L'écart maximal entre le calcul et la mesure est constaté dans les régions de forts gradients localisées dans un rayon de 50 cm autour de l'isocentre.

Les valeurs de doses mesurées s'étalent entre quelques $\mu\text{Sv.Gy}^{-1}$ et $30 \mu\text{Sv.Gy}^{-1}$. Un $H^*(10)/D$ moyen d'environ $20 \mu\text{Sv.Gy}^{-1}$ a été mesuré sur la chaise de traitement.

Cette étape de validation a également mis en évidence une surestimation systématique des valeurs de $H^*(10)$ par le modèle comprise entre 5% et 30%. Un des principaux facteurs à l'origine de cette surévaluation des valeurs de $H^*(10)$ par MCNPX provient d'une surestimation de la diffusion coulombienne multiple par le code qui a été reportée par ailleurs [Hérault et al. 2005 ; Stankovskiy et al. 2009].

Enfin, une spectrométrie expérimentale a également été réalisée à l'ICPO et l'analyse des résultats préliminaires sur des taux de comptage mesurés et théoriques, calculés à partir des spectres simulés avec le modèle, montrent un bon accord, notamment sur la forme probable des spectres en fluence.

En vue d'une utilisation du modèle numérique de la salle Y2 pour le calcul de doses secondaires aux organes, nous avons voulu nous assurer que le modèle était également apte à évaluer correctement des doses absorbées en différents points d'un fantôme. Ainsi, dans la dernière étape de validation expérimentale, le modèle a été employé dans la reconstitution numérique de l'irradiation d'un mannequin anthropomorphe dans les conditions d'un traitement ophtalmologique. L'accord entre les mesures avec les détecteurs de traces (type CR-39) placés dans le fantôme et les simulations a été considéré satisfaisant. Les doses maximales déposées par les neutrons dans le fantôme ont été mesurées au niveau des points représentant la position de l'œil non traité et de la thyroïde. Des valeurs respectivement égales à 0,26 et 0,11 mGy ont été obtenues pour un traitement de 60 grays équivalent ^{60}Co délivrés à l'œil par les protons primaires.

L'accord global obtenu entre les mesure et les simulations au cours des trois étapes de validation expérimentale a été jugé suffisamment correct pour considérer le modèle de la salle Y2 réalisé avec MCNPX comme représentatif de l'installation de l'ICPO utilisée pour le traitement des mélanomes oculaires.

Dans la dernière étape de cette étude, un fantôme mathématique basé sur le modèle de Cristy et Eckerman [Cristy et Eckerman 1987], a été intégré au modèle numérique de la salle de traitement. Les doses déposées par les neutrons secondaires et les spectres en fluence neutronique ont été calculés au niveau de 24 organes situés en dehors du champ de traitement. Les doses les plus élevées ont été estimées à l'œil non traité et au cerveau avec des valeurs respectivement

égales à 13,3 et 5,2 $\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$. Ces doses ont été pondérées par un facteur de pondération moyen pour les neutrons, $\langle w_R \rangle$, égal à 10,1, ceci afin de calculer les doses équivalentes reçues par les organes. Les organes recevant les doses équivalentes les plus élevées sont ceux situés sur la partie antérieure du fantôme, exposée directement aux neutrons générés dans la ligne de traitement. Les doses secondaires estimées dans ce travail pour le cas d'un traitement ophtalmologique sont plus faibles que celles reportées dans la littérature pour d'autres types de traitement [Jiang et al. 2005 ; Taddei et al. 2009 ; Newhauser et al. 2009], mais les différences liées aux conditions d'irradiation (type d'installation, énergie cinétique initiale des protons, taille du champ de traitement, distance par rapport à la zone traitée, etc.) expliquent les écarts observés.

Une dose efficace, E, d'environ 1 mSv a été calculée dans ce travail pour un traitement ophtalmologique. Cependant, son utilisation s'est limitée à des comparaisons avec d'autres valeurs de E disponibles dans la littérature. On peut raisonnablement s'interroger sur la pertinence de ces comparaisons notamment avec certaines procédures diagnostiques qui sont associées à des doses efficaces similaires. De telles comparaisons ne peuvent être faites qu'entre les procédures du même type.

Les données dosimétriques en rapport avec l'exposition secondaire du patient en protonthérapie sont précieuses pour comparer la protection de ce dernier pour différentes modalités de traitement et diverses installations. Ces données ont également conduit certaines équipes à estimer la probabilité pour de tels patients de développer un second cancer. Le risque de cancer radio-induit suite à une procédure thérapeutique est un effet secondaire désormais reconnu [Van Leuwen et al. 2005] mais les méthodes existantes pour procéder à son estimation sont diverses. Certaines équipes utilisent la dose efficace pour réaliser une estimation du risque lié à l'exposition secondaire du patient en radiothérapie [Followill et al. 1997 ; Verellen et Vanhavere 1999 ; Kry et al. 2005] ou en protonthérapie [Taddei et al. 2009]. Cette grandeur est néanmoins explicitement non recommandée par la CIPR pour calculer le risque encouru par un patient spécifique [ICPR 2007].

Concernant l'estimation du risque lié à l'exposition du patient aux neutrons secondaires générés en protonthérapie, Brenner et Hall [Brenner et Hall 2008] ont présenté une méthode dans laquelle la pondération de la dose absorbée à l'organe est réalisée via l'EBR des neutrons aux faibles doses, EBR_M [ICRP 2003]. Cette méthode permet notamment de se prémunir des potentielles sous estimations des valeurs du w_R pour les neutrons lorsque de faibles doses sont considérées [Kellerer 2000]. La dose pondérée par l' EBR_M spécifique à chaque organe (exprimée en gray équivalent), comme base de départ pour l'estimation du risque semble la méthode actuellement la plus adaptée. Néanmoins, cette méthode souffre encore du manque de données relatives à l'EBR des neutrons aux énergies supérieures à 10 MeV puisque les rares valeurs d'EBR publiées sur l'effet carcinogène des neutrons aux faibles doses sont relatives à des neutrons de fissions. Xu et al. [Xu et al. 2008] conseillent ainsi de reporter dans toute estimation des doses additionnelles au patient, à la fois la dose absorbée et la dose équivalente aux organes qui pourront être utilisées lorsque de futures données expérimentales sur l'EBR des neutrons seront disponibles.

Cette étude relative à la protection radiologique du patient au cours d'un traitement par protonthérapie avait pour objectif principal de répondre à la problématique suivante : *Quels sont les niveaux de doses dues aux neutrons secondaires auxquels sont exposés les patients durant un traitement par protonthérapie ?*

L'étude a été axée sur le cas des traitements ophtalmologiques et l'outil que représente le modèle numérique de la salle Y2, développé avec le code MCNPX, a permis d'évaluer les doses secondaires reçues par les organes des patients. Les valeurs de doses secondaires (absorbées et équivalentes) reportées dans ce travail permettent de conclure que les niveaux de doses dues aux neutrons auxquels sont exposés les patients sont plus faibles que ceux reportés pour d'autres type de traitements par protonthérapie ou bien même par radiothérapie (cas des traitements par RCMI²⁸ notamment). Il convient cependant de rappeler que la technique dynamique de mise en forme du faisceau donne lieu à des niveaux de dose secondaire inférieurs à ceux estimés pour des installations utilisant la technique de diffusion passive [Scheider et al. 2002 ; Newhauser et al. 2009]. Il semble donc préférable à termes de s'orienter vers une généralisation de cette technique dans les centres de protonthérapie.

La réponse à la première problématique soulève directement une autre interrogation : *Quel est le risque encouru par le patient de développer un second cancer (cancer radio-induit) après une exposition à de tels niveaux de dose ?*

L'estimation du risque n'a pas été mise en œuvre à l'échelle de cette thèse et représente une des principales perspectives de ce travail. Comme il l'a été discuté, les méthodes d'estimation du risque sur la problématique du patient soumis à une procédure thérapeutique sont multiples et une polémique existe actuellement quant au formalisme à employer. L'utilisation des données sur l'EBR des neutrons aux faibles doses semble la méthode la plus adaptée mais souffre actuellement du manque de données expérimentales disponibles.

Ainsi, la collaboration mise en place avec l'ICPO sur cette thématique va être poursuivie dans le cadre d'une thèse. Les études engagées dans le cas du mélanome oculaire seront étendues au cas des traitements intracrâniens qui sont réalisés à l'ICPO à l'énergie de 200 MeV. De plus, 30% de ces irradiations à cette énergie sont des traitements pédiatriques, ce qui soulève le problème du risque de développement d'un second cancer radio-induit chez l'enfant à distance du traitement. Certaines études ont montré que les doses secondaires reçues par les organes sont principalement dépendantes de l'âge et de la taille des patients : plus les patients sont jeunes, plus les doses secondaires additionnelles aux organes sont élevées, ce qui accroît le risque de développement d'un second cancer à long termes, d'autant que l'espérance de vie des enfants est plus élevée [Schneider et al. 2008, Zacharatou Jarlskog et Paganetti 2008].

Ainsi, les deux principaux objectifs de la thèse en cours seront :

²⁸ Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité

- d'aboutir, pour le cas des traitements intracrâniens à 200 MeV à l'estimation des doses dues aux neutrons secondaires reçues par le patient (adulte et enfant),
- d'évaluer le risque d'incidence de second cancer avec une méthode adaptée ; l'intérêt se portera plus particulièrement sur les traitements pédiatriques.

REFERENCES

[AAPM 1986]

American Association of Physicists in Medicine: Task Group 20
Protocol for Heavy Charged Particle Therapy Beam Dosimetry
AAPM Report N° 16, New York, 1986

[Agosteo et al. 1998]

Agosteo S., Birattari C., Caravaggio M., Silari M., Tosi G.
Secondary neutron dose in proton therapy
Radiotherapy and Oncology, 48, 292-305

[Agosteo et Silari 2005]

Agosteo S., Silari M.
Measurements of radiation fields around high-energy proton accelerators
Radiation Protection Dosimetry, 116, n° 1-4, 366-373

[Agostinelli et al. 2003]

Agostinelli S. et al.
GEANT4— a simulation toolkit
Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A506, 250-303

[Alderson et al. 1962]

Alderson S.W., Lanzl L.H., Rollins M., Spira J.
An instrumented phantom system for analog computation of treatment plans
American journal of Roentgenology, 87, n° 1, 185-187

[Al-Najjar et Piesh 1987]

Al-Najjar S.A.R., Piesh E.
Further investigations on neutron energy response of CR-39 detectors
Radiation Protection Dosimetry, 20, n° 1-2, 57-61

[Arduini et al. 1996]

Arduini G., Cambria R., Canzi C., Gerardi F., Gottshalk B., Leone R., Sangaletti L., Silari M.
Physical specifications of clinical proton beams from a synchrotron
Medical Physics, 23(6), 939-951

[Batin 2008]

Batin E..
Influence de la composition chimique des tissus humains sur les dépôts de dose en hadronthérapie
Thèse de Doctorat, Université de Caen, 2008

[Bartlett et al. 2001]

Bartlett D., Tanner R.J., Tagziria H., Thomas D.J.
Response characteristics of neutron survey instruments
National Radiological Protection Board, Report 333, ISBN 0859514722

[Berger 1993]

Berger M.J.
Proton Monte Carlo transport program PTRAN
NIST Report NISTIR 5113

[Billings et Yucker 1973]

Billings M.P., Yucker W.R.
McDonnell Douglas Astronautics Company, Summary final report
The Computerized Anatomical Man (CAM)
Report MDC G4655, Huntington Beach, CA

[Binns et Hough 1997]

Binns P.J., Hough J.H.
Secondary dose exposures during 200 MeV proton therapy

Radiation Protection Dosimetry, 70, 441-444

[Bouchet et al. 1999]

Bouchet G., Bolch W.E., Weber D.A., Atkins H.L., Boston J.W. Sr.
Radionuclide S Values in a Revised Dosimetric Model of the Adult Head and Brain
Lionel

MIRD Pamphlet n°15, Revised, 1999

Medical Internal Radiation Dose Committee, The Society of Nuclear Medicine, NY

[Brassart et al. 1995]

Brassart N., Tuyn J., Hérault J., Chauvel P.
Aspects spécifiques de la radioprotection autour d'un cyclotron
Radioprotection, 30(3), 411-422

[Breisemeister 2000]

Breisemeister J.F.

MCNPTM A general Monte Carlo N-particle transport code, version 4c

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

[Brenner 2008]

Brenner D.J.

Effective dose: a flawed concept that could and should be replaced

The British Journal of Radiology, 81, 521-523

[Brenner et Hall 2008]

Brenner D.J., Hall E.J.

Secondary neutrons in clinical proton radiotherapy: A charged issue

Radiotherapy and Oncology, 86, 165-170

[Buffon 1777]

Buffon G.L.L

Essai d'arithmétique morale

Supplément à l'histoire naturelle (7 volumes), 1777

[Burgkardt et al 1997]

Burgkardt B., Fieg G., Klett A., Plewnia A., Siebert B.R.L.

The neutron fluence and H(10) response of the new LB 6411 remcounter*

Radiation Protection Dosimetry, 70, n°1-4, 361-364

[Catalog et al. 1997]

Catalog A., Mettler F.A., Huda W., Yoshizumi T., Mahesh M.

Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine

Radiology, 248(1), 254-263

[Carlsson et al. 1997]

Carlsson A.K., Andreo P., Brahme A.

A Monte Carlo and analytical calculation of proton pencil beams for computerized treatment plan optimization

Physics in Medicine and Biology, 42, 1033-1053

[Chadwick et al. 1999]

Chadwick M.B., Jones D.T.L., Arendse G.J., Cowley A.A., Richter W.A., Lawrie J.J., Newman, R.T., Pilcher J.V., Smit F.D., Steyn G.F., Koen J.W., Stander J.A.

Nuclear interaction cross sections for proton radiotherapy

Nuclear Physics, A654, 1051c-1057c

[Clairand et al. 1999]

Clairand I., Ricard M., Gouriou J., Di Paola M., Aubert M

Dose3D : An EGS4 Monte Carlo code-based software for internal radionuclide dosimetry

The Journal of Nuclear Medicine, 40, n°9, 1517-1523

[Constable et al. 1976]

Constable, I.J., Goitein M., Koehler A.M., Schmidt R.A.

Small field irradiation of monkeys eyes with protons and photons

Radiation Research, 65, 304-314

- [Cosgrove et al. 1997]
Cosgrove V.P., Delacroix S., Green S., Mazal A., Scott M.C.
Microdosimetric studies on the Orsay proton synchrocyclotron at 73 and 200 MeV
Radiation Protection Dosimetry, n° 1-4, 493-496
- [Courdi et al. 1994]
Courdi A., Brassart N., Hérault J., Chauvel P.
The depth-dependent radiation response of human melanoma cells exposed to 65 MeV protons
British Journal of Radiology, 67, 800-804
- [Coutrakon et al. 1991]
Coutrakon G., Miller D., Kross B.J., Anderson D.F., DeLuca P.M. Jr. Siebers J.
A beam intensity monitor for the Loma Linda cancer therapy proton accelerator
Medical Physics, 18(6), 1093-1099
- [Cristy et Eckerman 1987]
Cristy M., Eckerman K.F.
Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources
Report ORNL TM-8381/V1,
Health and Safety Research Division of Oak Ridge National Laboratory,
Disponible sur le site de l'ORNL à l'adresse : <http://ordose.ornl.gov/resources/Mird.pdf>
- [Cross et al. 1987]
Cross X.G., Arneja A., Kim J.L.
The neutron energy and angular response of electrochemically etched CR-39 dosimeters
Radiation Protection Dosimetry, 20, n° 1-2, 49-55
- [Deasy 1998]
Deasy J.O.
A proton dose calculation algorithm for conformal simulations based on Moliere's theory of lateral deflections
Medical Physics, 25(4), 476-483
- [DOSMAX 2004]
DOSMAX report 2004
Dosimetry of Aircrew Exposure to Radiation During Solar Maximum
Project funded by the European Community under the 'Nuclear Energy' Programme,
CONTRACT N°: FIGM-CT-2000-00068 - (1998-2002)
- [Decossas et al. 1983]
Decossas J. L., Vareille J.C., Moliton J.P., Teyssier J. L.
Theoretical study and calculation of the response of fast neutron dosimeter based on track detection.
Radiation Protection Dosimetry, 5, 163-170
- [Decossas et Vareille 1987]
Decossas J. L., Vareille J.C.
The neutron energy and angular response of conventional etching systems based on CR-39
Radiation Protection Dosimetry, 20, 41-47
- [Dendale et al. 2006]
Dendale R., Lumbrosco-Le Rouic L., Noel G., Feuvret L., Levy C., Delacroix S., Meyer A., Nauraye C., Mazal A., Mammar H., Garcia P., D'Hermies F., Frau E., Plancher C., Asselain B., Schlienger P., Mazon J.J., Desjardins L.
Proton beam radiotherapy for uveal melanoma: Results of Curie Institut-Orsay Proton Therapy Centre (ICPO)
International Journal of Radiation oncology, Biology, Physics, 66(3), 780-787
- [Dennis 1987]
Dennis J.A.
The relative biological effectiveness of neutron radiation and its implications for quality factor and dose limitation
Progress in Nuclear Energy, 20(2), 133-149

[Duhour 1999]

Duhour J.M.

La collaboration CPO IPNO pour la protonthérapie

Rapport d'activité IPNO 1998-1999

[Eckerman et al. 1980]

Eckerman K.F., Cristy M., Warner G.G.

Dosimetric evaluation of brain scanning agents.

Proceeding of the third international radiopharmaceutical dosimetry symposium

HHS Publication FDA 81-8166 Oak Ridge, TN: Oak Ridge Associated Universities ; 527-540

[Fantuzzi et al. 1999]

Fantuzzi E., Gualdrini G., Monteventi B., Morelli B., Vilela E.

A TL dosimeter for mixed thermal neutron and gamma field based on GR-200 and GR-207 detectors

Radiation Protection Dosimetry, 85, n° 1-4, 85-89

[Fasso et al. 2003]

Fasso A., Ferrari A., Roesler S., Ranft Siegen J., Sala P.R., Battistoni G., Campanella M., Cerutti F., De Biaggi F., Gadioli E., Garzelli Milano M.V., Ballarini F., Ottolenghi A., Scannicchio D., Carboni M., Pelliccioni M., Villari R., Andersen V., Empl A., Lee K., Pinsky L., Wilson T.N., Zapp N.

The FLUKA code: present applications and future developments

From Computing in High Energy and Nuclear Physics (CHEP03), La Jolla, Ca, USA, March 2003, 8 pages

[Followill et al. 1997]

Followill D., Geis P., Boyer A.

Estimates of whole-body dose equivalent produced by beam intensity modulated conformal therapy

International Journal of Radiation oncology, Biology, Physics, 38, 667-672

[Fontenot et al. 2005]

Fontenot J.D., Newhauser W.D., Titt U.

Design tools for proton therapy nozzles based on the double-scattering foil technique

Radiation Protection Dosimetry, 116, n° 1-4, 211-215s

[Fontenot et al. 2008]

Fontenot J., Taddei P., Zheng Y., Mirkovic D., Jordan T., Newhauser W.

Equivalent dose and effective dose from stray radiation during passively scattered proton radiotherapy for prostate cancer

Physics in Medicine and Biology, 53, 1677-1688

[Furtoss et Ménard 2005]

Furtoss C., Ménard S.

Le fantôme mathématique anthropomorphe : Description de la géométrie du fantôme mathématique anthropomorphe utilisé pour la modélisation avec les codes Monte Carlo MCNP et MCNPX

Rapport IRSN DRPH/SDE 2005-13

[Furtoss 2006]

Furtoss C.

Conception et développement d'un fantôme anthropomorphe équipé de détecteurs dans le but d'évaluer la dose efficace au poste de travail: Etude de faisabilité

Thèse de Doctorat, IRSN, 2006

[Gall et al. 1993]

Gall K.P., Verhey L., Alonso J., Castro J., Collier J., Chu M., Daftari I., Goitein M., Kubo H., Ludewigt B., Munzenrider J., Petti P., Renner T., Rosenthal S., Smith A., Staples J., Suit H., Thornton A.

"State of the art" ? New proton therapy facilities at the Massachusetts general hospital and the University of California Davis Medical Center

Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, B79, 881-884

- [Goitein et Miller 1983]
Goitein M. et Miller T.
Planning proton therapy of the eye
Medical Physics, 10(3), 275-283
- [Goitein 1978]
Goitein M.
A technique for calculating the influence of thin inhomogeneities on charged particle beams
Medical physics, 5(4), 258-264
- [Gottshalk et al. 1993]
Gottshalk B., Koehler A.M., Schneider R.J., Sisterson J.M., Wagner M.S.
Multiple Coulomb scattering for 160 MeV protons
Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, B74,467-490
- [Gottshalk 2003]
Gottshalk B.
On the characterisation of spread-out Bragg peaks and the definition of "Depth" and "Modulation"
[Http://huehpl.harvard.edu/~Gottschalk/BGdocs.zip/SOBP.pdf](http://huehpl.harvard.edu/~Gottschalk/BGdocs.zip/SOBP.pdf)
- [Gottshalk 2006]
Gottshalk B.
Neutron dose in scattered and scanned proton beams: in regard to Eric J. Hall
International Journal of Radiation oncology, Biology, Physics, 66,1594-1595
- [Gragoudas et al. 1977]
Gragoudas E.S., Goitein M., Koehler A.M., Verhey L., Tepper J., Suit H. Brockhurst R., Constable I.J.
Proton irradiation of small choroidal malignant melanomas
American Journal of ophthalmology, 83, 665-673
- [Gressier et Pochat 2006]
Gressier V., Pochat J. L.,
Les installations de l'IRSN dédiées à la métrologie des neutrons
Radioprotection, 41, 11-32
- [Griffith et al. 1981]
Griffith R. V., Thorngate J.H., Davidson K. J., Rueppel D.W., Fisher J. C., Tommasino L., Zapparoli G.
Monoenergetic neutron response of selected etch plastics for personnel neutron dosimetry
Radiation Protection Dosimetry, 1, 61-71
- [Gropp et al. 1996]
Gropp W., Lusk E., Doss N., Skjellum A.
A high-performance, portable implementation of the {MPI} message passing interface standard, "Parallel Computing"
Parallel Computing, 22(6), 789-828
- [HPS]
HEALTH PHYSICS SOCIETY - public information
<http://www.hps.org/publicinformation/ate/q6886.html>
- [Habrand et al. 1995]
Habrand J.L., Schlienger P., Schwartz L., Pontvert D., Lenir Cohen-Solal., Helfre S., Haie C., Mazal A., Cosset J.-M.
Clinical applications of protontherapy
Radiation and Environmental Biophysics, 34, 41-44
- [Habrand et al. 1996]
Habrand J.L., Desjardins L., Mammar H., Mazal A.
La protonthérapie. Aspects cliniques
Bulletin Cancer Radiothérapie, 83, 247-253

- [Hall et Phil 2006]
Hall E.J., Phil D.
Intensity Radiation therapy, protons, and the risk of seconds cancers
International Journal of Radiation oncology, Biology, Physics, 65(1), 1-7
- [Hendricks 2003]
Hendricks J.S.
MCNPX Model/Table Comparison
Rapport : LA-14030, Los Alamos National Laboratory, 2003
Disponible à l'adresse : <http://mcnpx.lanl.gov/opendocs/reports/LA-14030.pdf>
- [Hendricks et al. 2006]
Hendricks J.S., McKinney G.W., Fensin M.L., James M.R., Johns R.C., Durkee J.W., Finch J.P., Pelowitz D.B., Waters L.S.
MCNPX, version 26D.
Rapport : LA-UR-07-4137, Los Alamos National Laboratory, Etats-Unis, 2006
- [Herault et al. 2005]
Herault H., Iborra N., Serrano B., Chauvel P.
Monte Carlo simulation of a protontherapy platform devoted to ocular melanoma
Medical Physics, 32(4), 910-919
- [Hérault et al. 2007]
Hérault J., Iborra N., Serrano B., Chauvel P.
Spread-out Bragg peak and monitor units calculation with the Monte Carlo Code MCNPX
Medical Physics, 34(2), 680-686
- [Hermsdorf et al. 1999]
Hermsdorf R., Bretschneider B., Dörschel B., Henniger J.
Neutron response calculation on the basis of variable track rates along the secondary particle trajectories in CR-39
Radiation Measurements, 31, 431-436
- [Howell et al. 2006a]
Howell R.M., Hertel N.E., Wang Z., Hutchinson J., Fullerton G.D.
Calculation of effective dose from measurements of secondary neutron spectra and scattered photon dose from dynamic MLC IMRT for 6 MV, 15 MV, and 18 MV beam energies
Medical Physics, 33(2), 360-368
- [Howell et al. 2006b]
Howell R.M., Hertel N.E., Wang Z., Hutchinson J.
RBE or effective dose to evaluate the effect of different beam energies for intensity modulated radiation therapy
Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A562, 1024-1028
- [Hubbel et Seltzer 1982]
Hubbell J.M., Seltzer S.M.
Photon mass attenuation and energy-absorption coefficients
The International Journal of Applied Radiation and Isotopes, 33(11), 1269-1290
- [Huet et al. 2009]
Huet C., Lemosquet A., Clairand I., Rioual J.-B., Franck D., De Carlan L., Aubineau-Lanièce I., Bottolier-Depois J.F.
SESAME: a software tool for the numerical dosimetric reconstruction of radiological accidents involving external sources and its application to the accident in Chile in December 2005
Health Physics, 96(1), 76-83
- [IAEA 2000]
International Atomic Energy Agency
Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water
Technical Reports series n° 398, IAEA: Vienna, 2000

- [ICRP 1975]
International Commission on Radiation Protection
Report of the Task Group on Reference Man
ICRP publication 23, Oxford: Pergamon press, Oxford, RU, 1975
- [ICRP 1977]
International Commission on Radiation Protection
Recommendations of the International Commission on Radiological Protection
ICRP publication 26, Oxford: Pergamon press, Oxford, RU, 1977
- [ICRP 1991]
International Commission on Radiation Protection
Recommendations of the International Commission on Radiological Protection
ICRP publication 60, Oxford: Pergamon press, Oxford, RU, 1991
- [ICRP 1993]
International Commission on Radiation Protection
Respiratory Tract Model for Radiological Protection
ICRP publication 66, Oxford: Pergamon press, Oxford, RU, 1993
- [ICRP 1996]
International Commission on Radiation Protection
Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection Against External Radiation
ICRP publication 74, Oxford: Pergamon press, Oxford, RU, 1996
- [ICRP 2003]
International Commission on Radiation Protection
Relative Biological Effectiveness (RBE), Quality Factor (Q), and Radiation Weighting Factor (w_R)
ICRP publication 92, Oxford: Pergamon press, Oxford, RU, 2003
- [ICRP 2007]
International Commission on Radiation Protection
Recommendations of the International Commission on Radiological Protection
ICRP publication 103, Oxford: Pergamon press, Oxford, RU, 2007
- [ICRU 1977]
International Commission on Radiation Units and Measurements
Neutron Dosimetry for Biology and Medicine
ICRU report 26, Bethesda, MD, 1977
- [ICRU 1989b]
International Commission on Radiation Units and Measurements
Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement
ICRU report 44, Bethesda, MD, 1989
- [ICRU 1989a]
International Commission on Radiation Units and Measurements
Clinical Neutron Dosimetry Part 1: Determination of Absorbed Dose in a patient Treated by External Fast Neutrons
ICRU report 45, Bethesda, MD, 1989
- [ICRU 1993]
International Commission on Radiation Units and Measurements
Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles
ICRU report 49, Bethesda, MD, 1993
- [ICRU 1998b]
International Commission on Radiation Units and Measurements
Conversion Coefficients for Use in Radiological Protection Against External Radiation
ICRU report 57, Bethesda, MD, 1998
- [ICRU 1998a]
International Commission on Radiation Units and Measurements
Clinical Proton Dosimetry Part 1: Beam Production, Beam delivery and Measurement of Absorbed dose
ICRU report 59, Bethesda, MD, 1998

[ICRS 11]

11th International Conference on Radiation Shielding (ICRS-11) & 15th Topical Meeting of the Radiation Protection and Shielding Division of ANS (RPSD-2008), Pine Mountain, GA, US, April 2008

[Jiang et Paganetti 2004]

Jiang H., Paganetti H.

Adaptation of GEANT4 to Monte Carlo dose calculations based on CT data
Medical Physics, 31(10), 2811-2818

[Jiang et al. 2005]

Jiang H., Wang B., Xu X.G., Suit H.D., Paganetti H.

Simulation of organ-specific patient effective dose due to secondary neutrons in proton radiation treatment
Physics in Medicine and Biology, 50, 4337-4353

[Kawachi et al. 1983]

Kawachi K., Kanai T., Matsuzawa H., Inada T.

Three dimensional spot scanning method for proton conformation radiation therapy
Acta Radiologica (Supplement), 364, 81-88

[Kellerer 2000]

Kellerer A M.

Risk estimates for radiation induced cancer: the epidemiological evidence
Radiation Environment and Biophysic, 39, 17-24

[Kellerer et al. 2006]

Kellerer A M., Rühm W., Walsh L.

Indications of the neutron effect contribution in the solid cancer data of the A-bomb survivors
Health Physics, 90(6), 554-564

[Kjellberg 1988]

Kjellberg R.N.

Proton beam therapy therapy for arteriovenous malformations of the brain
Operative neurosurgical techniques, 83, 911-915
Grune and Stalton, NY

[Kliauga et al. 1978]

Kliauga P.J., Colvett R.D., Yuk-Ming P.L., Rossi H.H.

The relative biological effectiveness of 160 MeV protons
International Journal of Radiation oncology, Biology, Physics, 4, 1001-1008

[Koehler et al. 1975]

Koehler A.M., Schneider R.J., Sisterson J.M.

Range modulator for protons and heavy ions
Nuclear Instruments and Methods, 131, 437-440

[Koehler et al. 1977]

Koehler A.M., Schneider R.J., Sisterson J.M.

Flattening of proton dose distributions for large field radiotherapy
Medical Physics, 4, 297-301

[Kry et al. 2005]

Kry S. F., Salehpour M., Followill D.S., Stovall M., Kuban D. A., White R.A., Rosen I. I.

Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and-shoot intensity modulated radiation therapy
International Journal of Radiation oncology, Biology, Physics, 62, 1204-1216

[Lacoste 2006]

Lacoste V.

Etude et modélisation d'un long compteur pour l'établissement des références en fluence de l'installation AMANDE
Rapport IRSN DRPH/SDE 2006-48

[Lacoste 2009]

Lacoste V.

*Spectrométrie des neutrons au Centre de Protonthérapie d'Orsay - Institut Curie.
Analyse des données et résultats préliminaires*
Rapport IRSN DRPH/SDE 2009-21

[Larsson et al. 1958]

Larsson B., Leksell L., Rexed B., Sourander P., Mair W., Andersson B.
The high-energy proton beam as a neurosurgical tool
Nature (London), 182, 1222-1223

[Larsson et al. 1963]

Larsson B., Leksell L., Rexed B.
The use of high-energy protons for cerebral surgery in man
Acta Chirurgica Scandinavica, 125, 1-7

[Lee et al. 2006]

Lee C., Lee C., Williams J.L., Bosh W.E.,
Whole body voxel phantoms of paediatric patients - UF Series B
Physics in Medicine and Biology, 125, 1-7

[Leslie 1962]

Leslie G.
Now it can be told: the story of the Manhattan Project.
Edition Harper, New York, 1962

[Martin 2007]

Martin C.J.
Effective dose: how should it be applied to medical exposure
The British Journal of Radiology, 80, 639-647

[Martinetti et al. 2009]

Martinetti F., Donadille L., Delacroix S., Nauraye C., De Oliveira A., Clairand I.,
Herault J.
*Monte Carlo Modelling of a protontherapy beam line dedicated to ophthalmologic
treatments*
Nuclear Technology, 168, 721-727

[Mazal et al. 1996]

Mazal A., Delacroix S., Arianer J., Clapier F., Nauraye C., Louis M., Rosenwald J.-C.,
Bridier A., Habrand J.-L.
La protonthérapie: bases physiques et technologiques
Bulletin Cancer Radiothérapie, 83, 230-246

[Mesoloras et al. 2006]

Mesoloras G., Sandison G.A., Stewart R.D., Farr J.B., Hsi W.C.
*Neutron scattered dose equivalent to a foetus from proton radiotherapy of the
mother*
Medical Physics, 33(7), 2479-2490

[Miralbell et al. 2002]

Miralbell R., Lomax A., Cella L., Schneider U.
*Potential reduction of the incidence of radiation-induced second cancers by using
proton beams in the treatment of pediatric tumors*
International Journal of Radiation oncology, Biology, Physics, 54(3), 824-829

[Moyers et al. 2008]

Moyers M.F., Benton E.R., Ghebremedhin A., Coutrakon G.
Leakage and scatter radiation from a double scattering based proton beam-line
Medical Physics, 35(1), 128-144

[N91 1993]

N91 Portable Neutron Monitor - Technical specifications and use guide
Harwell Instruments - AEA Technology, Oxfordshire

[Nauraye et al. 1995]

Nauraye C., Mazal A., Delacroix S., Bridier A., Chavaudra J., Rosenwald J.-C.

An experimental approach to the design of a scattering system for a proton therapy beam line dedicated to ophthalmologic applications
International Journal of Radiation oncology, Biology, Physics, 32(4), 1177-1183

[NCRP 1990]

National Council on Radiation Protection and Measurements
The relative biological effectiveness of radiations of different quality
NCRP Report 104, Bethesda, MD, 1990

[NCRP 1997]

National Council on Radiation Protection and Measurements
Uncertainties in fatal cancer risk estimates used in radiation protection
NCRP Report 126, Bethesda, MD, 1997

[Newhauser et al. 2005]

Newhauser W.D., Koch N., Hummel S., Ziegler M., Titt U.,
Monte Carlo simulation of a nozzle for the treatment of ocular tumours with high-energy proton beams
Physics in Medicine and Biology, 50, 5229-5249

[Newhauser et al. 2007]

Newhauser W.D., Fontenot J., Zheng Y., Polf J., Titt U., Koch N., Zhang X., Mohan R.
Monte Carlo simulations for configuring and testing an analytical proton dose-calculation algorithm
Physics in Medicine and Biology, 52, 4569-4584

[Newhauser et al. 2009]

Newhauser W.D., Fontenot J.D., Mahajan A., Korngut D., Stovall M., Zheng Y., Taddei P.J., Mirkovic D., Mohan R., Cox J.D., Woo S.
The risk of developing a second cancer after craniospinal proton irradiation
Physics in Medicine and Biology, 54, 2277-2291

[Norme CEI 1994]

Norme CEI 1322 - Radiation protection Instrumentation
Installed dose equivalent rate meters, warning assemblies and monitors for neutron radiation of energy from thermal to 15 MeV

[Norme CEI 2003]

Norme CEI 61005 - Instrumentation pour la radioprotection
Appareils de mesure de l'équivalent de dose ambient neutron (ou de son débit d'équivalent de dose)

[Norme ISO 2000]

Norme ISO 8529-1
Rayonnements neutroniques de référence - partie 1 : caractéristiques et méthodes de production

[Norme ISO 2001]

Norme ISO 12789-1
Rayonnements neutroniques de référence - Caractéristiques et méthodes de production de champs de neutrons simulant ceux de postes de travail

[NRC 2006]

National Research Council
Health risks from radiation exposure to low levels of ionizing radiation
BEIR Report VII, National Research Council, Academy of Science, 2006

[Okunieff et al. 1994]

Okunieff P., Morgan D., Niemierko A., Suit H.
Radiation dose-response of human tumors
International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 32(4), 1227-1237

[Olsher et al 2000]

Olsher R.H., Hsu H.H., Beverding A., Klech J.H., Casson W.H., Vasilik D.G., Devine R.T.
WENDI: an improved neutron rem meter
Health Physics, 79(2), 170-181

- [Olsher et Mc Lean 2008]
Olsher R.H., Mc Lean T.D.
High-Energy response of the PRESCILA and WENDI-II
Radiation Protection Dosimetry, 130, 510-513
- [Oozeer et al. 1997]
Oozeer R., Mazal A., Rosenwald J.C., Belshi R., Nauraye C., Ferrand R., Biensan S.
A model for the lateral penumbra in water of a 200-MeV proton beam devoted to clinical applications
Medical Physics, 24(10), 1599-1604
- [Paganetti 1998]
Paganetti H.
Monte Carlo method to study the proton fluence for treatment planning
Medical Physics, 25(12), 2370-2374
- [Paganetti 2002]
Paganetti H.
Nuclear interactions in proton therapy: dose and relative biological effect distributions originating from primary and secondary particles
Physics in Medicine and Biology, 47, 747-764
- [Paganetti et al. 2004]
Paganetti H., Jiang. H., Lee S.-Y., Kooy H.M.
Accurate Monte Carlo simulations for nozzle design, commissioning and quality assurance for a proton radiation therapy facility
Medical Physics, 31(7), 2107-2118
- [Paganetti 2004]
Paganetti H.
Four-dimensional Monte Carlo simulation of time-dependent geometries
Physics in Medicine and Biology, 49, N75-N81
- [Paganetti 2006]
Paganetti H.
Neutron dose in proton radiation therapy: in regard to Eric J. Hall
International Journal of Radiation oncology, Biology, Physics, 66, 1594-1595
- [Paganetti et al. 2008]
Paganetti H., Jiang H., parody K., Slopsema R., Engelsman M.
Clinical implementation of a full Monte Carlo dose calculation in proton beam therapy
Physics in Medicine and Biology, 53, 4825-4853
- [Pedroni et al. 1995]
Pedroni E., Bacher R., Blattman H., Boehringer T., Coray A., Lomax A., Lin S., Munkel G., Scheib S., Schneider U., Tourovsky A.
The 200-MeV proton therapy project at the Paul Scherrer Institute: conceptual design and practical realisation
Medical Physics, 22, 37-53
- [Pedroni et al. 2005]
Pedroni E., Scheib S., Boehringer T., Coray A., Grossman M., Lin S., Lomax A.
Experimental characterization and physical modelling of dose distribution of scanned proton pencil beam
Physics in Medicine and Biology, 50, 541-561
- [Petti 1992]
Petti P.L.
Differential-pencil-beam dose calculation for charged particles
Medical Physics, 19(1), 137-149
- [Polf et al. 2005]
Polf J.C., Newhauser W.D., Titt U.
Patient neutron dose equivalent exposures outside of proton therapy treatment field
Radiation Protection Dosimetry, 115, 154-158

- [Polf et Newhauser 2005]
Polf J.C., Newhauser W.D.
Calculations of neutron dose equivalent exposures from range-modulated proton therapy beams
Physics in Medicine and Biology, 50, 3859-3873
- [Polf et al. 2007a]
Polf J.C., Harvey M.C., Titt U., Newhauser W.D., Smith A.R.
Initial beam size study for passive scatter proton therapy. I. Monte Carlo verification
Medical Physics, 34(11), 4213-4218
- [Polf et al. 2007b]
Polf J.C., Harvey M.C., Smith A.R.
Initial beam size study for passive scatter proton therapy. II. Changes in delivered depth dose profiles
Medical Physics, 34(11), 4219-4222
- [Pradhan et Bhatt 1989]
Pradhan A. S., Bhatt R. C.
Thermoluminescence response of LiF:Mg,Cu,P and LiF TLD-100 to thermal neutrons, ²⁴¹Am alphas and gamma rays
Radiation Protection Dosimetry. 27(3), 185-188
- [Preston et al. 2003]
Preston D.L, Shimizu Y., Pierce D.A., Suyama A., Mabuchi K.,
Studies of mortality of atomic bomb survivors. Report 13: solid cancer and non cancer disease mortality: 1950 -1997
Radiation Research, 160(4), 381-407
- [Preston et al. 2007]
Preston D.L, Ron E., Tokuoka S., Funamoto S., Nishi N., Soda M., Mabuchi K., Kodama K.
Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998
Radiation Research, 168(1), 1-64
- [Raju 1995]
Raju M. R.
Proton radiobiology, radiosurgery and radiotherapy
International Journal of Radiation Biology, 67(3), 237-259
- [Raju 1996]
Raju M. R.
Particle radiotherapy: historical developments and current status
Radiation Research, 145, 391-407
- [Raju 1996]
Raju M. R.
Particle radiotherapy: historical developments and current status
Radiation Research, 145, 391-407
- [Roy et Sandison 2004]
Roy S.C., Sandison G.A.
Scattered neutron dose equivalent to a fetus from proton therapy of the mother
Radiation Physics and Chemistry, 71, 997-998
- [Russel et al 1995]
Russel K.R., Grussel E., Montelius A.
Dose calculations in proton beams: range straggling corrections and energy scaling
Physic Medicine and Biology, 40, 1031-1043
- [Russo et al 1998]
Russo S., Bucciolini M., Compagnucci A., Mazal A., Nauraye C., Rosenwald J.C.

Monte Carlo simulation of a therapeutical proton beam line
Physica Medica, XIV, 63-71

[Schneider et al. 2000]

Schneider U., Lomax A., Lombriser N.

Comparative risk assessment of secondary secondary cancer incidence after treatment of Hodgkin's disease with photon and proton irradiation

Radiation Research, 154, 382-388

[Schneider et al. 2002]

Schneider U., Agosteo S., Pedroni E., Besserer J.

Secondary neutron dose during proton therapy using spot scanning

International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 53(1), 244-251

[Schneider et al. 2005]

Schneider U., Zwahlen D., Ross D., Kaser-Hotz B., Vet M.

Estimation of radiation-induced cancer from three-dimensional dose distributions: concept of organ equivalent dose

International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 61(5), 1510-1515

[Schneider et al. 2006]

Schneider U., Lomax A., Pemler P., Besserer J., Ross D., Lombriser N., Kaser-Hotz B.

The impact of IMRT and proton radiotherapy on secondary cancer incidence

Strahlentherapie und Onkologie, 11, 647-652

[Schneider et al. 2008]

Schneider U., Lomax A., Timmermann B.

Second cancers in children treated with modern radiotherapy techniques

Radiotherapy and Oncology, 89, 135-140

[Schwartz et al. 1995]

Schwartz L.H., Laisne A., Ivanov A.A., Mandrillon P., Chauvel P., Mazal A., Habrand J.-L., Tronc D., Baccal M., Laugier A., Buzzi J.-M.

Quel appareillage pour la protonthérapie de demain ?

Bulletin Cancer Radiothérapie, 82, 365-269

[Serre et al. 2009]

Serre S., Castellani K., Paul D., Lacoste V.

Optimization using Monte Carlo calculations of a Bonner sphere spectrometer extended to high energies for the neutron environments characterization,

IEEE, TNS-00610-2008.R1, in press

[Sisterson 2005]

Sisterson J.M.

Ion beam therapy in 2004

Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, B241, 713-716

[Skarsgard 1998]

Skarsgard L.D.

Radiobiology with heavy charged particles: a historical review

Physic in Medicine. XIV, Suppl. 1, 1-19

[Slater 1992]

Slater J.D.

The proton treatment center at Loma Linda University Medical center: rationale for and description of its development

International Journal of Radiation oncology, Biology, Physics, 22, 311-319

[Snyder et al. 1978]

Snyder W.S., Ford M.R., Warner G.G., Fisher H.L.,

Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom.

MIRD Pamphlet n° 5, Revised, 1978

Medical Internal Radiation Dose Committee, The Society of Nuclear Medicine, NY

- [Stankovskiy et al. 2009]
Stankovskiy A., Kerhoas-Cavata S., Ferrand R., Nauraye C., Demarzi L.
Monte Carlo modelling of a treatment line of Proton Therapy Center in Orsay
Physics in Medicine and Biology, 54, 2377-2394
- [Suit et al. 1975]
Suit H.D., Goittein M., Tepper J., Koehler A. M., Schmidt R.A., Schneider R
Exploratory study of proton radiation therapy using large field techniques and fractionated doses schedules
Cancer, 35, 1646-1657
- [SWENDI-2 2003]
Detector Technical Manual
Thermo Electron Corp., Santa Fe, New Mexico
- [Taddei et al. 2009]
Taddei P.J., Mirkovic D., Fontenot J.D., Giebeler A., Zheng Y., Kornghut D., Mohan R., Newhauser W.
Stray radiation dose and second cancer risk for a pediatric patient receiving craniospinal irradiation with proton beams
Physics in Medicine and Biology, 54, 2259-2275
- [Tanner et al. 2005]
Tanner R.J., Bartlett D.T., Hager L.G.
Operational and dosimetric characteristics of etched-track neutron detectors in routine neutron radiation protection dosimetry
Radiation Measurements, 40, 549-559
- [Tayama et al. 2006]
Tayama R., Fujita Y., Tadokoro M., Fujimaki H., Sakae T., Terunuma T.
Measurement of neutron dose distribution for a passive scattering nozzle at the Proton Medical Research Center (PMRC)
Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A564, 532-536
- [Tobias et al. 1952]
Tobias C.A, Anger H.U. et Lawrence J.H.
Radiological use of high energy deuterons and alpha particles
American Journal of Roentgenology, 67, 1-27
- [Tourovsky et al. 2005]
Tourovsky A., Lomax A., Schneider U., Pedroni E.
Monte Carlo dose calculations for spot scanned proton therapy
Physics in Medicine and Biology, 50, 971-981
- [Trompier et al. 2007]
Trompier F., Delacroix S., Vabre I., Joussard F., Proust J.
Secondary exposure for 73 and 200 MeV proton therapy
Radiation Protection Dosimetry, 125, 349-354
- [Van Leeuwen 2005]
Van Leeuwen F.E.
Role of radiotherapy and chemotherapy in the risk of second malignant neoplasm after cancer in childhood
British Journal of Cancer, 56, 792-796
- [Vanhavere et al. 2004]
Vanhavere F., Huskens D., Struelens L.
Peripheral neutron and gamma doses in radiotherapy with an 18 MV linear accelerator
Radiation Protection Dosimetry, 110, n° 1-4, 607-612
- [Van Ripper 2006]
Van Ripper K.A.
Enhancements to the display of large MCNP lattices in Moritz
American Nuclear Society's 14th Biennial Topical Meeting of the Radiation Protection and Shielding Division, 27-34

- [Van Ryckeghem et Amouroux 2008]
Van Ryckeghem L., Amouroux, V.
Dossier Technique des sources neutroniques de référence
Laboratoire Accrédité 2-55, Rapport IRSN-LMDN/2.55/DOS-26, 2008
- [Vavilov 1957]
Vavilov P.V.
Ionisation losses of high energy heavy particles
Soviet Physics, JETP 5, 174-179
- [Verrelen et Vanhavere 1999]
Verellen D., Vanhavere F.
Risk assessment of radiation-induced malignancies based on whole-body equivalent dose estimates for IMRT treatment in the head and neck region
Medical Physics, 53, 199-203
- [Voisin 1999]
Voisin P.
Effets biologiques des neutrons: mécanismes et applications
Radioprotection, 34(4), 521-543
- [Vynckier et al. 1991]
Vynckier S., Bonnet D.E., Jones D.T.L.
Code of practice for clinical proton dosimetry
Radiotherapy and Oncology, 20, 53-63
- [Vynckier et al. 1994]
Vynckier S., Bonnet D.E., Jones D.T.L.
Supplement to the code of practice for clinical proton dosimetry
Radiotherapy and Oncology, 32, 749-751
- [Wang et al. 2005]
Wang B., Xu G., Jiang H., Paganetti H.
Comparison of GEANT4 and MCNPX for proton radiation treatment simulations
The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded in A Dynamic Computing World
Chattanooga, Tennessee, April 17-21, 2005, American Nuclear Society, LaGrange Park, IL
- [Wilson 1946]
Wilson R.R.
Radiological use of fast protons
Radiology, 47, 487-491
- [Wroe et al. 2007]
Wroe A., Rosenfeld A., Schulte R.
Out-of-field dose equivalents delivered by proton therapy of prostate cancer
Medical Physics, 34(9), 3449-3455
- [Wroe et al. 2009]
Wroe A., Clasio B., Kooy H., Flanz J., Schulte R., Rosenfeld A.
Out-of-field dose equivalents delivered by passively scattered therapeutic proton beams for clinically relevant field configurations
International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 73(1), 306-313
- [Xu et al. 2008]
Xu X.G., Bednarz B., Paganetti H.
A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction
Physics in Medicine and Biology, 53, R193-R241
- [Yan et al. 2002]
Yan X., Titt U., Koehler A.M., Newhauser W.D.
Measurement of neutron dose equivalent to proton therapy patients outside of the proton radiation field
Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A476, 429-434
- [Yonai et al. 2008]

- Yonai S., Matsufuji N., Kanai T., Matsui Y., Matsushita K., Yamashita H., Numano M., Sakae T., Terunuma T., Nishio T., Kohno R., Akagi T.
Measurement of neutron ambient dose equivalent in passive carbon-ion and proton radiotherapies
Medical Physics, 35(11), 4782-4792
- [Zacharatou Jarlskog et al. 2008]
Zacharatou Jarlskog C., Lee C., Bolch W.E., Xu X.G., Paganetti H.
Assessment of organ-specific neutron equivalent doses in proton therapy using computational whole-body age-dependent voxel phantoms
Physics in Medicine and Biology, 53, 693-717
- [Zacharatou Jarlskog et Paganetti 2008]
Zacharatou Jarlskog C., Paganetti H.
Risk of developing second cancer from neutron dose in proton therapy as function of field characteristics, organ, and patient age
International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics, 72(1), 228-235
- [Zamani et al. 1996]
Zamani M., Sampsonidis S., Savvidis E.
An individual neutron dosimeter with (n, α) and (n,p) converters
Radiation Measurements, 26, n°1, 87-92
- [Zankl et al. 1997]
Zankl M., Drexler G., Petoussi Henss N., Saito K.
The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part VII : Organ doses due to parallel and environmental exposure geometries.
Institut für Strahlenschutz, GSF-Bericht 8/97
- [Zankl et al. 2007a]
Zankl M., Eckerman K.F., Bolch W.E.
Voxel-based models representing the male and female ICRP reference adult - the skeleton
Radiation Protection Dosimetry, 127, 174-186
- [Zankl et al. 2007b]
Zankl M., Becker J., Fil U.
GSF male and female adult voxel models representing the ICRP reference man - the present status
The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded in A Dynamic Computing World
Chattanooga, Tennessee, April 17-21, 2005, American Nuclear Society, LaGrange Park, IL
- [Zheng et al. 2007a]
Zheng Y., Newhauser W., Fontenot J., Koch N., Mohan R.
Monte Carlo simulations of stray neutron radiation exposures in proton therapy
Journal of Nuclear Materials, 361, 289-297
- [Zheng et al. 2007b]
Zheng Y., Newhauser W., Fontenot J., Taddei P., Mohan R.
Monte Carlo study of neutron dose equivalent during passive scattering proton therapy
Physics in Medicine and Biology, 52, 4481-4496
- [Zheng et al. 2008]
Zheng Y., Fontenot J., Taddei P., Mirkovic D., Newhauser W.
Monte Carlo simulations of neutron spectral fluence, radiation weighting factor and ambient dose equivalent for a passively scattered proton therapy unit
Physics in Medicine and Biology, 53, 187-201

ANNEXE A - Les grandeurs utilisées en radioprotection

- Les grandeurs physiques -

Les deux principales grandeurs physiques utilisées en radioprotection sont la dose absorbée D et la fluence ϕ . La fluence caractérise le champ de rayonnement en un point, et la dose caractérise les dépôts d'énergie de ce champ dans un volume élémentaire de masse dm .

- La dose absorbée D -

La dose absorbée, D , est égale au quotient de $d\varepsilon$ par dm , où $d\varepsilon$ est l'énergie moyenne impartie par le rayonnement ionisant à la matière de masse dm :

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (\text{A.1})$$

L'unité de la dose absorbée est le Joule par kilogramme [J.Kg^{-1}] et s'exprime en gray [Gy].

Cette grandeur fondamentale permet de fournir une mesure physique de l'effet des rayonnements ionisants sur la matière. A partir de cette grandeur, la dose moyenne absorbée D_T au tissu ou à l'organe T se définit de la manière suivante :

$$D_T = \frac{\varepsilon_T}{m_T} \quad (\text{A.2})$$

où, ε_T est l'énergie moyenne impartie au tissu ou à l'organe T , et m_T est la masse du tissu ou de l'organe.

- Le kerma K -

Le kerma, K , est égal au quotient de dE_{tr} par dm , où dE_{tr} est la somme des énergies cinétiques initiales transférées aux particules chargées secondaires mises en mouvement par les rayonnements indirectement ionisants dans un volume de masse dm :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{A.3})$$

L'unité du kerma est le Joule par kilogramme [J.Kg^{-1}] et s'exprime en gray [Gy].

- La fluence ϕ -

La fluence, ϕ , est égale au quotient de dN par da , où dN est le nombre de particules incidentes traversant une sphère élémentaire de section da :

$$\phi = \frac{dN}{da} \quad (\text{A.4})$$

L'unité de la fluence est le m^{-2} .

- Les grandeurs de protection -

Le système de protection radiologique recommandé par la CIPR²⁹ [ICRP 2007] est « fondé sur l'hypothèse que, pour des doses inférieures à environ 100 mSv, un incrément de dose donné produira un incrément directement proportionnel de la probabilité d'induction d'effets cancérogènes ou héréditaires attribuables aux rayonnements. Ce modèle reliant la dose à l'effet est généralement connu sous le nom de modèle « linéaire sans seuil » (LNT) (voir paragraphe 65 de la publication 103 de la CIPR [ICRP 2007]). La commission a jugé que le modèle LNT fournit une base prudente pour les besoins pratiques de la protection radiologique, à savoir la gestion des risques en rapport avec l'exposition à de faibles doses de rayonnements. Ainsi, les grandeurs de protection introduites par la commission sont employées dans un but de gestion du risque.

Les grandeurs de protection considérées actuellement ont été définies par la CIPR dans la publication numéro 60 [ICRP 1991]. Deux grandeurs y ont été définies, la dose équivalente H_T et la dose efficace E . Leur définition est basée sur la dose absorbée moyennée sur un organe ou un tissu et sur des facteurs de pondération.

- La dose équivalente H_T -

Pour une dose absorbée donnée, les effets biologiques observés peuvent varier suivant la nature du rayonnement incident. La notion de dose équivalente permet de tenir compte de cette variation en pondérant la dose absorbée moyennée sur l'organe ou le tissu par un facteur dépendant du type de rayonnement incident :

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (\text{A.5})$$

où $D_{T,R}$ est la dose absorbée moyennée sur l'organe ou le tissu, T , due au rayonnement de type R , et w_R est le facteur de pondération pour ce type de rayonnement. Dans le cas d'un champ de rayonnement complexe, c'est-à-dire constitué de rayonnements de nature différente, la dose équivalente totale est obtenue par sommation des doses équivalentes dues à chaque type de rayonnement R .

La dimension de la dose équivalente est le joule par kilogramme [$\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$] mais l'unité utilisée est le sievert [Sv] et non le gray, ceci afin de souligner le fait que la dose équivalente tient compte des effets biologiques associés au(x) rayonnement(s) considéré(s)

Les valeurs des facteurs de pondération du rayonnement, w_R , issus de la publication 103 de la CIPR sont résumées dans le tableau A.1. Les w_R pour les neutrons issus de cette publication sont représentés sur la figure A.1 et comparés aux w_R recommandés dans la publication 60 de la CIPR.

²⁹ Commission Internationale de Protection Radiologique

Tableau A.1 - Facteur de pondération du rayonnement w_R selon les recommandations de la publication 103 de la CIPR [ICRP 2007].

Type de rayonnement	Facteur de pondération du rayonnement w_R
Photons	1
Electrons et muons	1
Protons et pions chargés	2
Particules Alpha, fragments de fission, noyaux lourds	20
Neutrons	Fonction continue dépendant de l'énergie du neutron

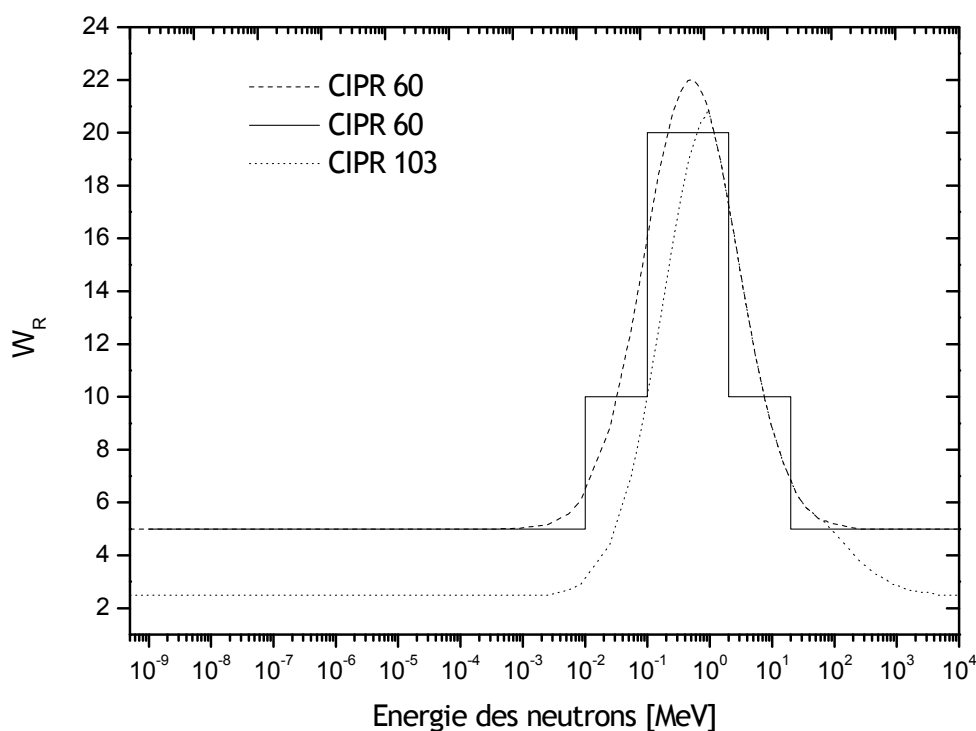


Figure A.1 - Facteurs de pondération, w_R , pour les neutrons en fonction de l'énergie des neutrons. Les fonctions continue et discontinue recommandées dans la publication 60 de la CIPR [ICRP 1991] sont présentées, de même que la fonction continue actualisée recommandée dans la publication 103 de la CIPR [ICRP 2007].

Comme l'indique la figure A.1, les valeurs de w_R pour les neutrons recommandées dans la publication 60 de la CIPR étaient représentées selon une fonction discontinue définissant cinq gammes d'énergie neutronique avec des valeurs de w_R respectivement de 5, 10, 20, 10 et 5 [ICRP 1991]. Une fonction continue destinée à être utilisée pour les calculs était également spécifiée. Les valeurs des coefficients de pondération w_R spécifiées dans la publication 103 de la CIPR, sont définies par une fonction continue unique et sont principalement fondées sur les recommandations

de la publication 92 de la CIPR [ICRP 2003]. Les courbes continues fonctions de l'énergie des neutrons, E_n (MeV), suivantes sont utilisées pour le calcul des facteurs de pondération des neutrons :

$$\begin{cases} w_R = 2,5 + 18,2e^{-[\ln(E_n)]^2/6} & (E_n < 1\text{MeV}) \\ w_R = 5,0 + 17,0e^{-[\ln(2E_n)]^2/6} & (1 \leq E_n \leq 50\text{MeV}) \\ w_R = 2,5 + 3,25e^{-[\ln(0,04E_n)]^2/6} & (E_n > 50\text{MeV}) \end{cases} \quad (\text{A.6})$$

Remarques sur le facteur de pondération pour les rayonnements, w_R :

La méthode de pondération pour les rayonnements dans la définition des grandeurs de protection radiologique a été utilisée depuis le début des années 1960. Avant 1991, elle était réalisée en appliquant le concept de facteur de qualité à l'aide de la fonction $Q(L)$ [ICRP 1977]. La pondération des rayonnements repose principalement sur une évaluation de l'efficacité biologique relative (EBR) (définie pour le cas des protons au paragraphe I.1.1.b) des différents rayonnements pour les effets stochastiques. Rappelons que l'EBR est utilisée en radiobiologie pour caractériser l'efficacité biologique différente des rayonnements suivant leur nature et différents paramètres. L'EBR pour un rayonnement particulier dépend des conditions d'exposition, de l'effet biologique étudié, du type de tissu ou de cellule considéré, de la dose, du débit de dose, et du le schéma de fractionnement de la dose. Par conséquent, pour un type et une énergie de rayonnement donnés, il existe plusieurs valeurs de l'EBR.

Ainsi, les concepts de facteur de qualité et de pondération pour les rayonnements sont fondés sur les différences d'efficacité biologique des divers types de rayonnements, qui tirent leur origine des différences de propriétés de leur dépôt d'énergie le long des traces des particules chargées (caractérisé par le TEL, L).

Les facteurs de pondération pour les rayonnements ont donc été spécifiés depuis la publication 60 de la CIPR [ICRP 1991]. Il s'agit des facteurs par lesquels la dose absorbée à l'organe ou au tissu est multipliée pour représenter le détriment provoqué par les différents types de rayonnements. Les w_R sont considérés comme indépendants de l'organe ou du tissu irradié.

Concernant les modifications apportées aux valeurs de w_R pour les neutrons entre les publications 60 et 103 de la CIPR, les critères suivants ont été considérés :

- le choix d'une fonction continue à la place d'une fonction discontinue repose sur des considérations pratiques et sur une précision plus élevée des données radiobiologiques disponibles.
- pour les neutrons d'environ 1 MeV, une valeur de w_R de 20 a été conservée ; cette approximation avait déjà été jugée acceptable dans la publication 92 [ICRP 2003]. Pour les énergies des neutrons inférieures à 1 MeV, la forme de la courbe repose sur la fonction $Q(L)$, définie dans la suite de cette annexe

- aux énergies supérieures à 50 MeV, w_R approche de façon asymptotique une valeur proche de celle des protons (pour lesquels des données radiobiologiques sont disponibles) puis, sur la base de calculs publiés, est égal à 2,5 pour les énergies des neutrons supérieures à 1 GeV [ICRP 2007].

- La dose efficace E -

La notion de dose efficace a été initiée dans la publication 60 de la CIPR. Elle tient compte des différences relatives de radiosensibilité des divers organes ou tissus dans le corps humain en ce qui concerne les effets stochastiques de l'irradiation. La dose efficace E se définit de la manière suivante :

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} = \sum_T w_T H_T \quad (\text{A.7})$$

où H_T est la dose équivalente dans le tissu ou organe T et w_T est le facteur de pondération pour le tissu T . La somme des facteurs de pondération du tissu est égale à l'unité : $\sum w_T = 1$.

Les valeurs des facteurs de pondération du tissu, w_T , issus de la publication 103 de la CIPR sont donnés dans le tableau A.2 et sont comparées aux valeurs de w_T recommandées dans la publication 60.

Comme pour la dose équivalente H_T , La dimension de la dose efficace est le joule par kilogramme [$\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$], elle s'exprime en Sievert [Sv].

Tableau A.2 - Facteur de pondération pour les tissus w_T . Comparaison des recommandations des publications 60 et 103 de la CIPR [ICRP 1991, 2007].

Organe/Tissu	w_T (publication 60)	w_T (publication 103)
Gonades	0,2	0,08
Moelle	0,12	0,12
Côlon	0,12	0,12
Poumon	0,12	0,12
Estomac	0,12	0,12
Vessie	0,05	0,04
Sein	0,05	0,12
Foie	0,05	0,04
Oesophage	0,05	0,04
Thyroïde	0,05	0,04
Peau	0,01	0,01
Surface des os	0,01	0,01
tissus restants	0,05	0,12
Cerveau		0,01
Glandes salivaires		0,01
total	1	1

Les facteurs de pondération pour les tissus sont des valeurs relatives et leur somme correspond à 1 de telle sorte qu'une distribution uniforme de la dose dans l'ensemble du corps donne une dose efficace numériquement égale à la dose équivalente dans chaque organe et tissu du corps.

Remarques sur le facteur de pondération pour les tissus, w_T :

Historiquement, les valeurs de w_T étaient fondées dans la publication 26 de la CIPR [ICRP 1977] sur le risque de cancer mortel et de maladies héréditaires graves. Dans la publication 60 [ICRP 1991], le concept était développé avec un ensemble élargi de facteurs de pondération pour les tissus s'appuyant sur davantage d'informations relatives aux effets stochastiques des rayonnements pour les tissus et sur le détrimement causé par les rayonnements. Par exemple, au delà du risque de cancer mortel, la gravité de la maladie et les années de vies perdues étaient prises en compte dans la détermination du détrimement total dû aux rayonnements. Dans les recommandations de 2007 [ICRP 2007], la commission a développé encore le concept de facteur de pondération pour les tissus et fonde désormais les valeurs de w_T sur l'incidence des cancers induits par les rayonnements plutôt que sur la mortalité. En fait, ces facteurs reposent sur les facteurs de risque nominal ajustés au détrimement pour les effets stochastiques (Annexe A de la publication 103 de la CIPR) [ICRP 2007].

Les facteurs de pondération w_T ont été développés à partir d'une population de référence réparties en nombres égaux d'individus des deux sexes et constituées d'une large gamme d'âge. Dès lors ils ne se rapportent pas aux caractéristiques d'individus particuliers. Ils sont destinés à l'évaluation de la dose efficace pour les travailleurs ainsi que pour les individus du public, y compris les enfants. Enfin, les w_T sont considérés comme indépendants du type et de l'énergie des rayonnements.

Dans la publication 60 les « tissus restants » comprenaient : les glandes surrénales, le cerveau, le gros intestin (ou côlon), l'intestin grêle (ou petit intestin), les reins, les muscles, le pancréas, la rate, le thymus et de l'utérus, soit 10 tissus ou organes.

Dans les nouvelles recommandations issues de la publication 103 les organes composant les « tissus restants » ont été modifiés ; ces derniers sont désormais constitués de la prostate, du pancréas, du thymus, de l'utérus, de la rate, des muscles, de l'intestin grêle, du cœur, des nœuds lymphatiques, de la vésicule biliaire, des glandes surrénales, des bronches extrathoraciques (ou trachée), du tissu conjonctif et du tissu adipeux, soit 14 organes (13 pour chaque sexe).

Notons qu'au sens de la publication 60, le colon était inclus à la fois dans les organes, avec un coefficient w_T égal à 0,12, et dans les « tissus restants ».

- Cadre d'application des grandeurs de protection H_T et E -

Les grandeurs de protection ont été introduites par la CIPR à des fins de « gestion du risque » dans le cadre de la protection radiologique du public et des travailleurs. Elles sont utilisées

pour déterminer les limites de dose qui donnent l'assurance que la survenue d'effets stochastiques sur la santé est maintenue en dessous des niveaux inacceptables et que les réactions tissulaires (effets déterministes) sont évitées. Le patient n'étant pas soumis à ces limites de dose car son exposition est intentionnelle et destinée à son bien-être.

Concernant l'application de la dose efficace, la commission précise que cette grandeur n'est pas appropriée pour l'évaluation de la probabilité d'occurrence d'un cancer (voir paragraphe B232 de la publication 103 [ICRP 2007]). Cette grandeur étant établie sur la base d'une population exposée, elle est le reflet du risque moyen de cette population et non d'un individu spécifique.

- Les grandeurs opérationnelles -

Les grandeurs de radioprotection (dose équivalente et dose efficace) ne sont pas directement mesurables en pratique et ne sont donc pas utilisables pour la surveillance radiologique. Les grandeurs opérationnelles pour l'exposition externe définies par la CIUR [ICRU 1998b] ont été introduites afin de fournir une estimation majorée des dose équivalente et efficace. Leurs valeurs sont évaluées à partir des grandeurs physiques, par exemple le kerma dans l'air, K_{air} , ou la fluence de particules, Φ . Des coefficients de conversion définis pour une personne de référence fournissent un lien numérique entre ces grandeurs, par exemple les coefficients de conversion de la fluence en équivalente de dose ambiante, $H^*(10)$, reportés dans le rapport 57 de la CIUR [ICRU 1998b]

Plusieurs grandeurs opérationnelles ont été définies comme l'équivalent de dose ambiante $H^*(d)$ pour la surveillance de zone (ou d'ambiance) ou l'équivalent de dose personnel $H_p(d)$ pour la surveillance individuelle, où d est la profondeur de tissu considérée. Elles sont définies à partir du concept d'équivalent de dose H , pour des fantômes standards (plaques, cylindres et sphère en matériau équivalent tissu) et ont pour unité le sievert [Sv].

- L'équivalent de dose H -

L'effet biologique sur les tissus étant différent suivant la nature et l'énergie du rayonnement, le concept d'équivalent de dose tient compte de l'effet du rayonnement primaire suivant sa nature.

L'équivalent de dose, H , en un point dans le tissu se définit comme suit :

$$H = QD \quad (\text{A.8})$$

où, Q est le facteur de qualité des particules pour un transfert d'énergie linéique (TEL), L , et D la dose absorbée en ce point.

Les grandeurs opérationnelles définies à partir de l'équivalent de dose tiennent donc compte des différences d'effets biologiques et ce, via le facteur de qualité. Ce facteur de qualité des particules est noté Q et il dépend du TEL des particules chargées noté L .

Le Transfert d'Énergie Linéique L :

Pour une particule chargée, le Transfert d'Énergie Linéique, appelé aussi pouvoir linéique d'arrêt par collision, se définit comme le quotient de dE par dl :

$$L = \frac{dE}{dl} \quad (\text{A.9})$$

où dE est l'énergie moyenne perdue par la particule le long du parcours élémentaire dl dans la matière. Lorsque toutes les valeurs de perte d'énergie possible sont prises en compte le TEL est noté L .

L'unité de L est le kilo-électronvolt par micromètre [$\text{keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$].

Le facteur de qualité Q(L) :

La relation entre le facteur de qualité Q et le TEL L a été définie dans la publication 60 de la CIPR et reste inchangée dans la publication 103. Les trois équations suivantes établissent la relation entre $Q(L)$ et L :

$$\begin{cases} Q(L) = 1 & (L < 10 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}) \\ Q(L) = 0,32L - 2,2 & (10 \leq L \leq 100 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}) \\ Q(L) = 300 / \sqrt{L} & (L > 100 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}) \end{cases} \quad (\text{A.10})$$

- Les champs de rayonnement expansé et aligné -

Les notions de champs de rayonnements expansé et aligné ont été introduites par la CIUR pour les grandeurs opérationnelles destinées à la surveillance de zone ou individuelle [ICRU 1998b]. Le champ de rayonnement expansé se définit comme un champ hypothétique dans lequel les distributions spectrale et angulaire de la fluence sont identiques en tout point du volume d'intérêt comme dans le champ réel au point de référence. Lorsque la fluence est unidirectionnelle dans le champ de rayonnement celui-ci est alors dit expansé et aligné.

- L'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$ -

L'équivalent de dose ambiant, $H^*(d)$, en un point dans un champ de rayonnement est l'équivalent de dose qui serait produit par le champ expansé et aligné correspondant, dans une sphère de 30 cm de diamètre remplie de matériau équivalent-tissu au sens de la CIUR (sphère CIUR) à une profondeur, d , sur le rayon opposé à la direction du champ aligné [ICRU 1998b]. La valeur recommandée de d est de 10 mm pour les rayonnements pénétrants (par exemple les neutrons) et de 0,07 mm pour les rayonnements faiblement pénétrants.

L'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$ est la grandeur opérationnelle permettant d'estimer la dose efficace pour la surveillance de zone. Il est en pratique mesuré par des radiamètres d'ambiance étalonnés suivant cette grandeur.

- L'équivalent de dose individuel, $H_p(10)$ -

L'équivalent de dose individuel $H_p(d)$, est l'équivalent de dose dans le tissu CUIR (tissu mou) à une profondeur appropriée, d , en dessous d'un point spécifié sur le corps humain (généralement l'endroit où le dosimètre est porté). Une valeur de d égale à 10 mm est conseillée pour évaluer la dose efficace.

L'équivalent de dose $H_p(10)$ est la grandeur opérationnelle permettant d'estimer la dose efficace pour la surveillance individuelle des travailleurs lors d'expositions externes. Il est en pratique mesuré par des dosimètres individuels portés à la poitrine par les travailleurs.

ANNEXE B - PUBLICATION

**MONTE CARLO MODELING OF A PROTON THERAPY BEAM-LINE
DEDICATED TO OPHTHALMOLOGIC TREATMENTS**

Florent Martinetti¹, Laurent Donadille¹, Sabine Delacroix², Catherine Nauraye²,

Aurélien De Oliveira², Isabelle Clairand¹ and J. Hérault³

¹*Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN), BP 17, 92262 Fontenay aux Roses Cedex, France*

²*Institut Curie-Centre de Protonthérapie d'Orsay (ICPO), Campus universitaire bâtiment 101, 91898 Orsay, France*

³*Centre Antoine Lacassagne (CAL) – Cyclotron Biomédical, 33 Avenue de Valombrose, 06189 Nice cedex 2*

ABSTRACT

A Monte Carlo modeling tool was applied at the Institut-Curie Centre de Protonthérapie d'Orsay (ICPO), France, to simulate the passively scattered beam-line used for treatment of ocular melanoma. The primary aim of this study is to validate the model for subsequent calculation of patient doses due to secondary neutrons.

The Monte Carlo code MCNPX is used here to model the geometry of the beam-line. The beam parameters at the entrance of the ophthalmologic beam-line are not well known (beam emittance, lateral distribution and energy spread). Hence, to accurately implement the beam source in the model, we need to calculate and measure these parameters in the first step of this study. Then, we perform comparisons between calculated and measured proton absorbed dose profiles under various scattering conditions.

Comparisons between calculated and measured depth versus dose profiles show discrepancies below 0.6 mm (range) and smaller than 1.1 mm (beam size and penumbra) for the lateral dose profiles. Hence, calculated relative dose profiles are considered to be correctly described by the Monte Carlo model. Some improvements are still needed to reproduce absolute dose profiles. This study should lead to the use of the numerical model for radiation protection applications.

I. INTRODUCTION

The Centre de Protonthérapie d'Orsay of the Institut Curie (ICPO) in France has already treated more than 3400 patients since its opening in 1991. Energies of 200 MeV and around 75 MeV are currently available for treatment of intracranial tumours and eye melanomas, respectively. The 75 MeV protons are generated from the degradation of the initial 200 MeV synchrocyclotron proton beam through a graphite degrader. With this configuration, two passively scattered beam-lines are made available in two treatment rooms: room Y1 dedicated to brain treatments and room Y2 to both ophthalmologic and intracranial treatments.

In the framework of a collaboration between the ICPO and the Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN), a research program has been undertaken to assess the contribution of secondary particles (mainly neutrons) to the doses delivered to patients during ophthalmologic treatments and carry out neutron flux mapping inside the room. In this

program, we develop a complete Monte Carlo (MC) model of room Y2 as well as its beam-line and collect experimental data for validation purposes.

MC simulations are known to be more accurate than clinical treatment planning systems (TPS), which are based on semi-empirical algorithms. The MC method is now commonly used in this field, notably to help in the commissioning of TPSs with MC-calculated databases and assess their accuracy for quality assurance purposes. Indeed, several authors have recently shown the potential advantages of this approach^{1,2}. Other MC applications in proton radiation therapy cover a wide scope such as verifying analytical dose calculation models³, estimating secondary doses to patients⁴ or neutron dose equivalent distributions in therapy rooms⁵ and assessing the effectiveness of shielding⁶.

The present study focuses on the development of the ICPO Y2 beam-line model and its validation by comparing the calculated and measured central-axis depth dose and cross profiles in water. The aim is to use the validated model of the beam-line for radiation protection applications, notably for calculating secondary doses to patients and assessing occupational exposure.

II. MATERIALS AND METHODS

II.1. Beam-line

II.1.a. Geometry

The ophthalmologic Y2 beam-line has a total length of 252 cm. Figure 1 shows the major collimation devices, monitoring elements and beam-modifying components as introduced into the MC model. The beam-line was modeled downstream of the beam vacuum window, from the first collimator (C1) up to the final collimator (C5). The line is composed of brass collimation devices C1, C2, C3 and C4 with diameters of 3, 5, 7 and 4 cm, respectively, as well as various monitoring ionization chambers (Neptune, MOPI and Saturne, as shown in Fig. 1). The two elements used to achieve range and shape modulation of the proton beam are: i) the range modulator wheel made of Plexiglas and ii) the range shifter made of various Lexan layers. The scatterer is made up of a single lead scattering foil of elliptical shape, with a thickness of 10^{-2} cm and a central hole of 5 mm diameter. The front face of the water phantom ($23 \times 23 \times 42$ cm³) is placed at the isocentre, 7.8 cm downstream from the final collimator C5 with a diameter of 3 cm. The water phantom used for dose distribution measurements is defined in the model for carrying out calculations. All the components of the ophthalmologic beam-line are modeled according to the technical data and material properties (see table I).

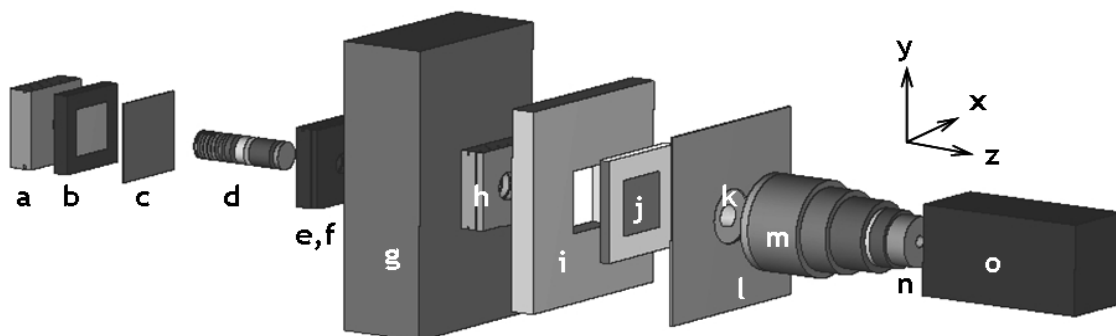


Figure 1 - 3D views of the major components making up the ophthalmologic bench.

(a) collimator C1, (b) “Neptune” ionization chamber, (c) modulator, (d) range shifter, (e) lead elliptical scatterer, (f) collimator C2, (g) concrete shield, (h) collimator C3, (i) “MOPI” ionization chamber, (j) “Saturne” ionization chamber, (k) collimator C4, (l) brass shield, (m) aluminium telescopic nozzle, (n) personal collimator C5, (o) water phantom.

Table I: Composition (in fraction by weight) and density of each composite material defined in the model with reference to the components of the beam – line.

Material	H	C	N	O	Ar	Na	Mg	Al ⁽⁷⁾	Si	K	Ca	Fe	Cu	Ga	Pb ⁽⁸⁾	Density [g.cm ⁻³]
Air		0.0001	0.7553	0.2318	0.0128											1.205×10 ⁻³
Brass ⁽¹⁾													0.585	0.3953	0.0197	8.46
Plexiglass ⁽²⁾	0.0808	0.6		0.3195												1.18
Lexan ⁽³⁾	0.0554	0.7558		0.1888												1.14
Water ⁽⁴⁾	0.1119			0.8881												1
Concrete ⁽⁵⁾	0.0221	0.0025		0.5749		0.0152	0.0013	0.02	0.3046	0.01	0.043	0.0064				2.3
Kapton ⁽⁶⁾	0.0264	0.6911	0.0733	0.2092												1.42

¹collimators, shields; ²modulator; ³range-shifter; ⁴phantom; ⁵shields; ⁶ionization chamber; ⁷telescopic nozzle, ionization chamber; ⁸scatterer

II.1.b. Proton beam

The 200 MeV beam is degraded using a 12.8-cm-thick graphite degrader, which produces a beam with an experimental range of 4.3 cm in water. Thus, the spatial and energy beam characteristics at the entrance of the ophthalmologic bench need to be determined experimentally and/or by analytical calculations. Evidently, knowledge of these initial beam settings is crucial for obtaining a good agreement between calculated and measured data. First, the energy spread of the degraded beam is calculated by the Bohr method⁷, which uses a Gaussian distribution to approximate the energy loss straggling experienced by charged particles passing through a given material. The lateral shape of the beam at the entrance of the beam-line is measured with radiographic films placed perpendicularly to the beam axis. Finally, the beam angular divergence is approximated with an *ad hoc* method; the initial beam cone angle is modified in each simulation until agreement is obtained between the calculated and measured cross profiles. Furthermore, careful attention is paid to determining the beam angular divergence because this parameter is of prime importance for neutron production in the part of the study program concerned with future radiation protection.

II.2. Measurements

Measurements of the absorbed dose in the water phantom were performed with two ionization chambers (IBA Scanditronix Wellhöfer). A cylindrical ionization chamber with an active volume of 10 mm³ was used for measuring lateral dose profiles and a parallel plate chamber with a detection volume of 46 mm³ for the depth dose profiles. All measurements were performed in a water phantom equipped with an automatic scanning system. The relative absorbed dose measurements are given with an uncertainty of 2% (k=2, i.e. at two standard deviations), mostly due to fluctuations during scanning.

The main point of this validation study was to evaluate the capacity of the model to reproduce measurements under various scattering conditions. For this purpose, three experimental conditions (EC) were applied. The first set of conditions, EC1, was defined without a range-shifter, whereas, for EC2 and EC3, Lexan layers with thicknesses of 5 and 15 mm, respectively, were introduced into the beam path. For each EC, a depth dose profile and cross profiles were measured. Two depths were chosen for carrying out the lateral dose deposition and, in each case, a horizontal and a vertical profile was measured.

II.3. Monte Carlo calculations

II.3.a. MCNPX code

The MCNPX⁸ (version 2.5) Monte Carlo code was used to model the Y2 treatment room and its passively scattered ophthalmologic beam-line. MCNPX allows the simulation of transport of many different particle types including protons and neutrons. It has been used for the calculation of proton doses and is accurately validated for these applications^{9,10}.

II.3.b. Scoring method

To carry out a detailed validation, the model was evaluated in terms of its capacity to reproduce the dose profiles measured for each EC. To achieve statistical uncertainties of less than 2% ($k=1$), the number of source protons was 3×10^6 and 60×10^6 for the depth dose and lateral profiles, respectively.

The Mesh Tally method was used to score energy deposition in the modeled water phantom. Cylindrical meshes with 0.16-cm^3 volume elements were used to calculate the dose deposition along the beam axis while rectangular meshes with 2-mm^3 volume elements were chosen to score the dose along the two lateral axes. The relative absorbed dose was scored with a calculation step of 0.05 cm for both the depth and lateral profiles calculations.

II.3.c. Particle transport

The particles transported during the simulations are protons, photons, and neutrons. Electrons were not tracked because simulation of their transport has the disadvantage of being highly time consuming. We made use of the LA150H proton cross section library and implemented the Vavilov theory¹¹ to describe the proton energy-loss straggling. When the model was unspecified, we performed calculations with a continuous-slowing-down approximation, even though this approach remains less sophisticated than the Vavilov theory, to describe the fluctuations arising from interactions with electrons⁸. It should be noted that the LA150H library is not available for all materials defined in the model. Accordingly, we used the “Mix and Match” option in MCNPX for performing an automatic choice between LA150H (when available) or a physical model (Bertini-Dressner combination in our case) to describe proton interactions.

The LA150N cross section library was used for neutrons and MCPLIB04 for photons.

II.4. Validation method

The validation method of the MC model can be divided in two steps: comparing experimental and simulated i) relative dose profiles and ii) absolute dose profiles. In the first step, provided the geometrical model of the treatment line is correctly implemented, the initial physical parameters of the beam are adjusted such as the shapes of the dose profiles for all ECs are reproduced. This step also allows assessing the physics of the proton transport, particularly the description of the dose deposition in the water phantom. In the second step, the quality of the beam transmission through the line is assessed by comparing the heights of measured and calculated absolute dose profiles for different ECs, normalized to the same number of initial protons entering the line.

This paper is mainly devoted to the first validation step, i.e. presents the beam parameters that were adjusted such as experimental relative depth and lateral dose profiles are reproduced for EC1, EC2 and EC3. Concerning the second step, preliminary results are given for the comparison between the heights of the depth dose profiles for EC2 and EC3 relative to EC1 which is used as reference for the normalization of the simulation.

III. RESULTS AND DISCUSSION

III.1. Beam source parameters at the entrance of the line

The proton source is defined 20 cm upstream of the first collimator (C1). As previously reported², the initial energy distribution (mean and standard deviation) strongly influences the calculated depth dose profile. The latter is particularly sensitive to extension of the sampling interval. In the present model, the mean energy of the incident proton beam is set at 74.9 MeV, applying a Gaussian distribution with a FWHM of 4.75 MeV, and then sampled in the range $\pm 1 \sigma$ around the mean. This energy spread was found to reproduce accurately the experimental depth dose distribution along the beam axis.

Lateral distributions of the beam estimated from radiographic film measurements are also approximated as Gaussian with horizontal and vertical FWHMs of 1.75 and 2.5 cm, respectively. The angular spread of the beam is decisive in obtaining a good agreement with the experimental cross profiles. The angular distribution is restricted to a cone with axis identical to the beam axis and of 22 mrad full opening angle. Within this cone the angular distribution is assumed as isotropic.

III.2. Relative depth dose profiles

Figure 2 shows the depth dose profiles calculated with MCNPX and measured with the ionization chamber (IC), both normalized to the 100%-depth at maximum. The unmodulated Bragg peaks represented on this diagram correspond to the three ECs. Table II compares the characteristics of these depth dose profiles in terms of range (Z_{100} in this study), field width ($Z_{p90} - Z_{d90}$ and $Z_{p50} - Z_{d50}$) and penumbra ($Z_{d80} - Z_{d20}$). The overall agreement between calculated and measured values is good. Indeed, for all three cases considered, differences between calculated and measured Z_{100} values are smaller than 2.5%, which corresponds to 0.6 mm. It appears that increasing the thickness of Lexan leads to a slight overestimation of the 100%-depth calculated by MC. Two peak-width parameters are studied to compare MC and IC-derived results, the distance between the proximal and distal 90% values ($Z_{p90} - Z_{d90}$), and the distance between the proximal and distal 50% values ($Z_{p50} - Z_{d50}$). For these Bragg peak parameters, though the differences between measurements and calculations can reach 17% for $Z_{p90} - Z_{d90}$, absolute ones are in all cases smaller than 0.5 mm. For the Bragg peak's penumbra, chosen as the 80% to 20% ($Z_{d80} - Z_{d20}$) distal dose falloff, calculations agree to within 6% (0.1 mm) with the measured values.

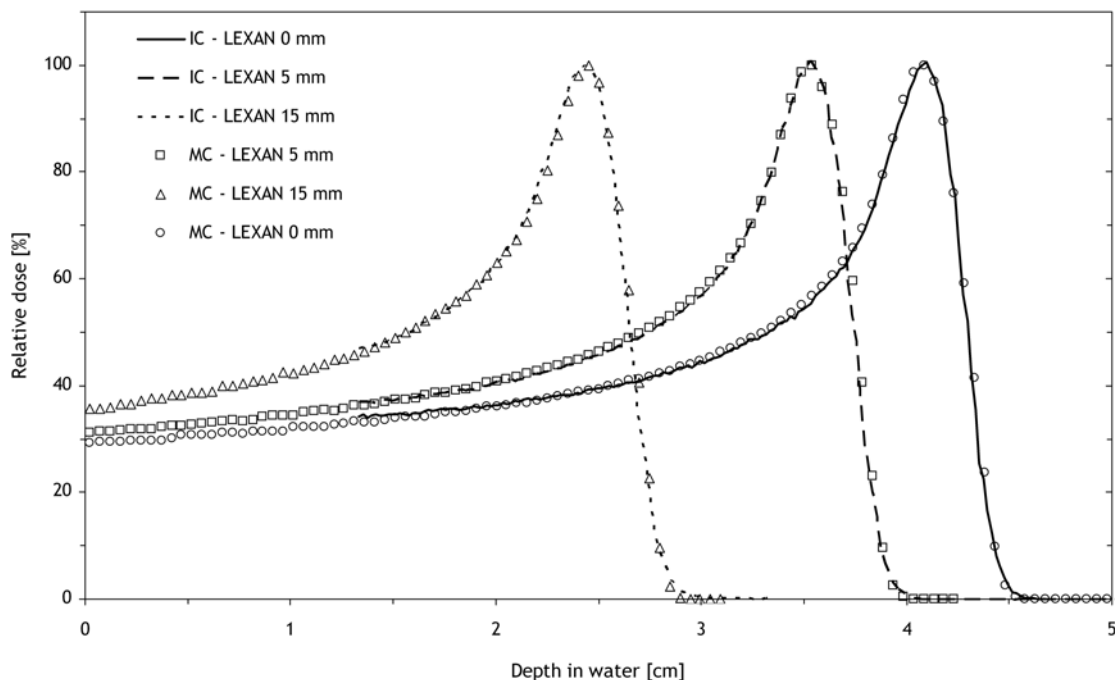


Figure 2 - Relative depth dose profiles in water for various Lexan thicknesses.
Measured (IC) and calculated (MC) depth dose profiles.

Table II - Characteristics of measured (IC) and calculated (MC) depth dose profiles for the different Experimental Conditions (EC)

The table lists the Z_{100} range corresponding to 100%, as well two Bragg peak widths ($Z_{d90} - Z_{d90}$ and $Z_{p50} - Z_{d50}$) and the distal penumbra, taken here as the 80% to 20% distal dose fall-off ($Z_{d80} - Z_{d20}$).

	LEXAN [mm]	Source	Range		Peak widths				Penumbra	
			Z_{100} [mm]	Diff.* [%]	$Z_{p90} - Z_{d90}$ [mm]	Diff.* [%]	$Z_{p50} - Z_{d50}$ [mm]	Diff.* [%]	$Z_{d80} - Z_{d20}$ [mm]	Diff.* [%]
EC1	0	MC	40.8	-0.5	2.4	17	10.1	4.7	1.8	6
		IC	41.0		2.0		9.6		1.7	
EC2	5	MC	35.4	0.9	2.2	8	10.6	4.4	1.8	6
		IC	35.1		2.1		10.1		1.7	
EC3	15	MC	25.0	2.5	2.1	-4	11.1	0	1.8	6
		IC	24.4		2.2		11.1		1.7	

* Diff. = (MC - IC)/IC

III.3. Relative lateral dose profiles

Figure 3 shows the relative lateral dose profiles, calculated with MC and measured with IC set at the 50% depth (Z_{p50}). This figure plots three horizontal profiles corresponding to each EC as well as a vertical profile corresponding to the EC with the maximum introduced thickness of Lexan (i.e., 15 mm, EC3). The calculated lateral profiles present an overall good agreement with the measurements. Table III reports a quantitative comparison in terms of peak width and penumbra width. Two widths are studied here: the distances between the 90% - 90% and the 50% - 50% dose levels. The lateral penumbra is taken as the distance between the 80% and the 20% dose levels. For the peak widths, relative differences between MC and IC are smaller than 1.5% (0.5 mm) except in the case of 90% - 90% with EC3, where they reach 3% and 4%, which correspond to 0.8 and 1.1 mm on the horizontal and vertical profiles, respectively.

With increasing Lexan thickness, there is a systematic overestimation of the 90% - 90% width obtained by calculation, which is partly due to the slight asymmetry observed on the experimental profiles. As regards penumbra width, relative differences between calculated and measured values reach at most 29%, which corresponds to an absolute difference of less than 0.5 mm in all cases.

III.4. Absolute dose profiles

Although the relative dose profiles previously discussed are satisfactorily reproduced by the model some discrepancies are observed concerning the difference of the absolute height at the maximum of the Bragg peak between EC1 (0 mm Lexan), EC2 (5 mm Lexan) and EC3 (15 mm Lexan).

Experimentally, a reduction of this height of 15% and 41% is observed between EC1 and EC2 and between EC1 and EC3, respectively, whereas the calculations give 33% and 63%. Considering EC1 as the reference for the normalization of the calculations, this means that the model underestimates the heights of the depth dose profiles for EC2 and EC3 by 20% and 38%, respectively.

These differences are probably due to the description of the proton yield transmission through the line which is still to be improved in the model. Indeed it has been reported⁹ that the multiple Coulomb scattering in MCNPX overestimates angular deflections. In our case this point suggests that protons are too much deflected in transverse directions when the Lexan thickness increases and could explain the observed discrepancies. Furthermore it has to be reminded that due to the particular degradation process of the 200 MeV beam, the initial parameters of the ophthalmologic beam are not well known and the modeled source is approximated, especially as regards its angular divergence.

The improvement of the model is in progress and will be the topic of a forthcoming publication.

Table III - Characteristics of measured (IC) and calculated (MC) lateral dose profiles for the different Experimental Conditions (EC)

The table lists two cross-field widths (90% - 90% and 50% - 50%) and the lateral penumbra, here taken as the 80% and 20% lateral dose fall-off width.

	LEXAN [mm]	Type	Source	Field Widths				Penumbra	
				90% - 90% [mm]	Diff* [%]	50% - 50% [mm]	Diff* [%]	80% - 20% [mm]	Diff* [%]
EC1	0	Inplane	MC	28.3	0.5	30.6	1.2	1.8	-9
			IC	28.2		30.3		2.0	
EC2	5	Inplane	MC	29.0	1.5	31.0	-0.2	1.3	-22
			IC	28.5		31.1		1.7	
EC3	15	Inplane	MC	29.2	3.0	31.0	0.5	1.1	-28
			IC	28.4		30.8		1.6	
		Crossplane	MC	29.3	4.0	31.0	1.5	1.2	-29
			IC	28.2		30.5		1.6	

* Diff = (MC - IC)/IC

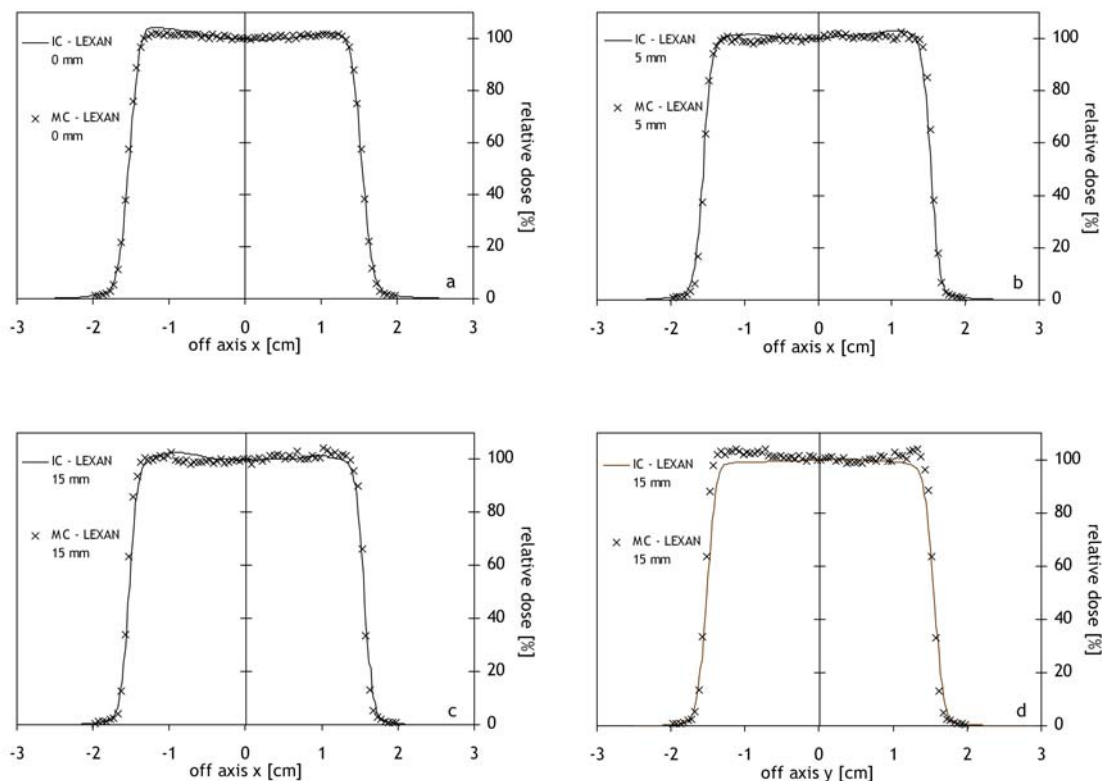


Figure 3 - Relative lateral dose profiles in water for various Lexan thicknesses. Measured (IC) versus calculated (MC) relative horizontal (a-c) and vertical (d) profiles at the proximal 50%-depth (Z_{p50}), for a final collimator size of 3 cm diameter.

IV. CONCLUSION

A Monte Carlo model is developed to simulate a proton therapy beam-line dedicated to ophthalmologic treatment. This model fully implements the geometry as well as the beam source. The source parameters at the beam-line entrance needed to be calculated and measured since they were unknown. Data calculated by MC are compared with measurements with IC to carry out a validation of the numerical model. The differences remain below 1.1 mm for all the studied dose profile characteristics. The agreement between measurements and calculations is considered satisfactory for relative dose profiles. Some improvements are still needed to reproduce absolute dose profiles. The model will then be used for radiation protection applications around the ICPO ophthalmologic bench. In these studies, carried out in parallel and concentrating on the contribution of secondary neutrons to the dose received by patients, a complete model of the treatment room (beam-line, walls, floor and ceiling) is being developed.

ACKNOWLEDGMENTS

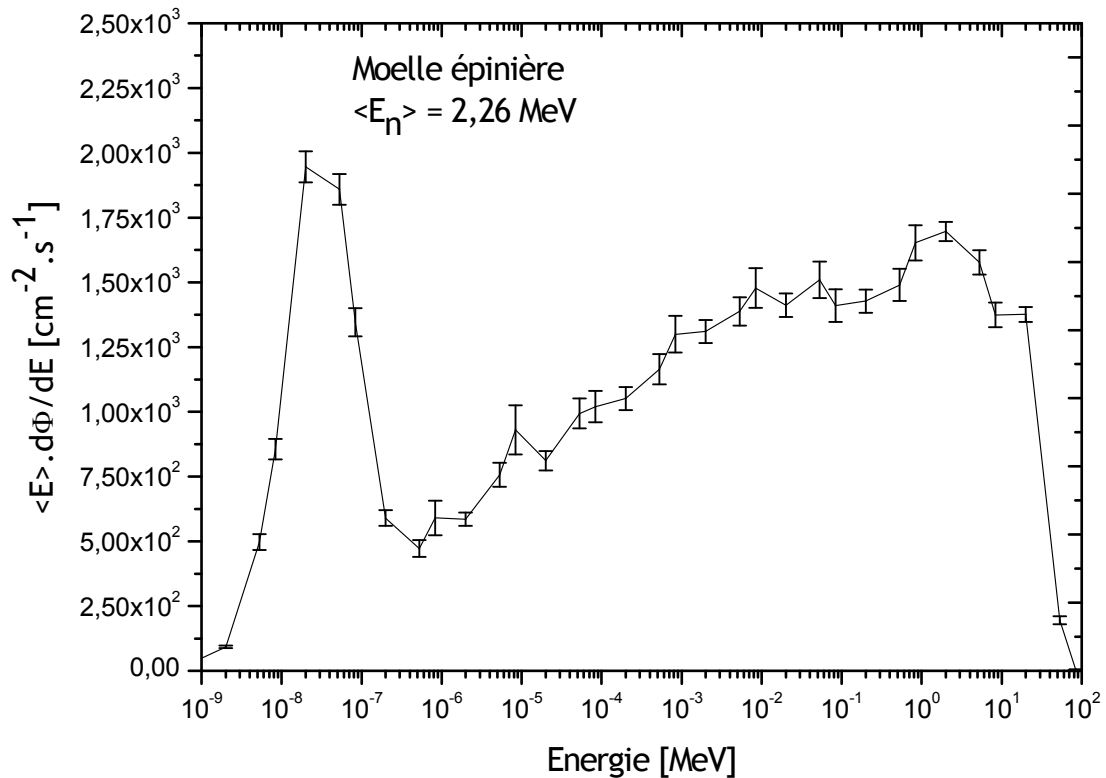
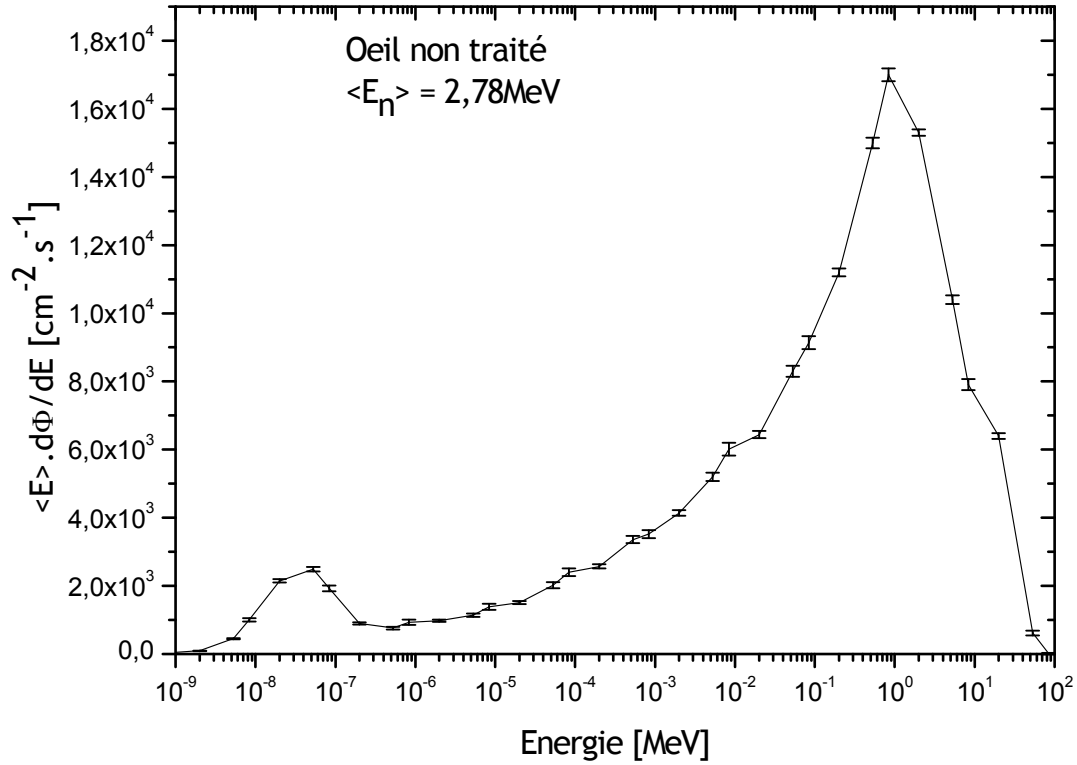
The authors would like to thank Mr Joel Hérault from the Centre Antoine Lacassagne (Nice, France) for sharing his valuable experience on the Monte Carlo modeling of the protontherapy beam-line.

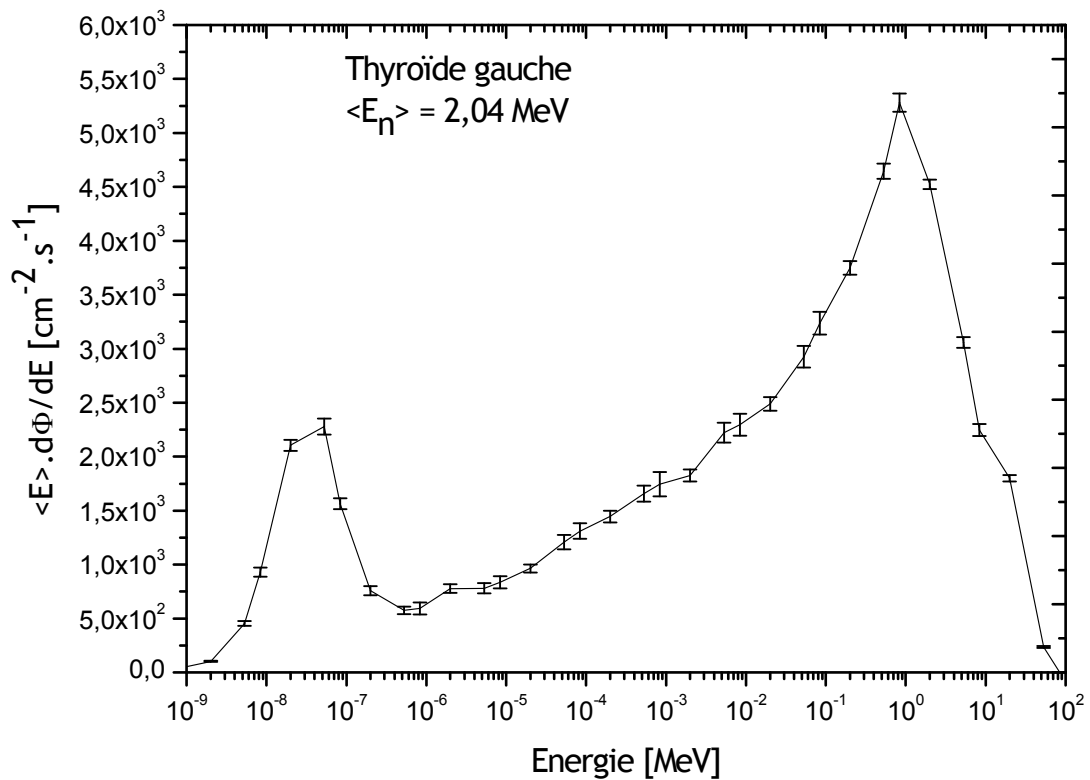
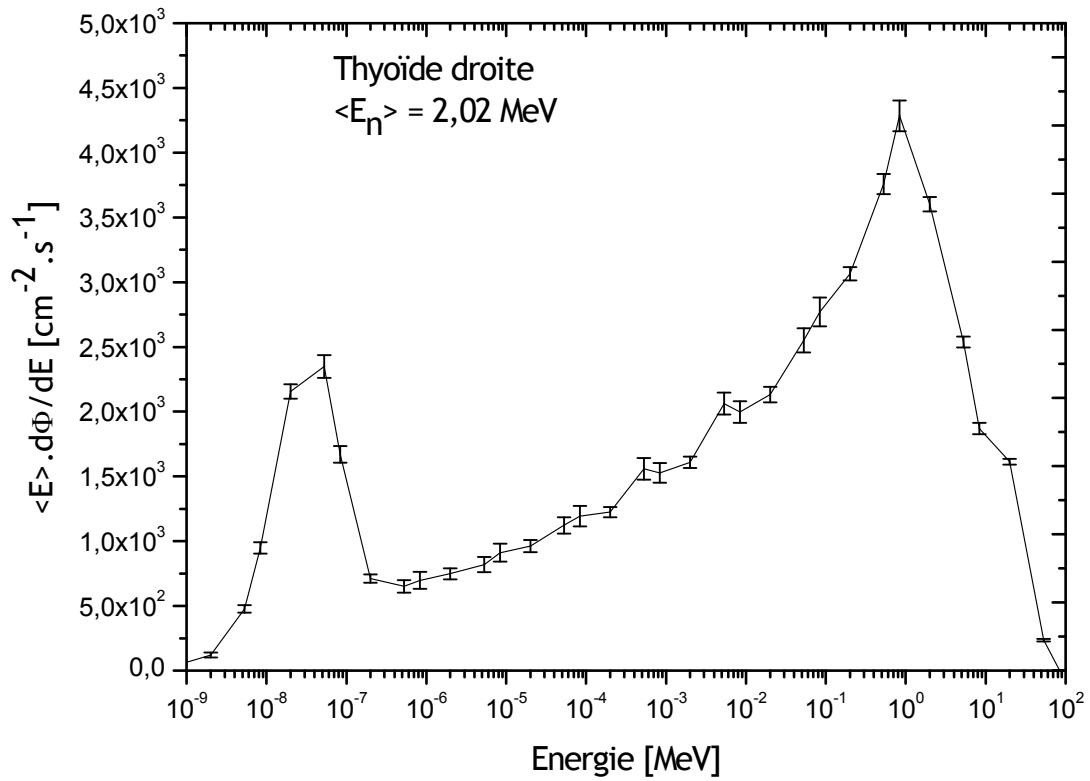
REFERENCES

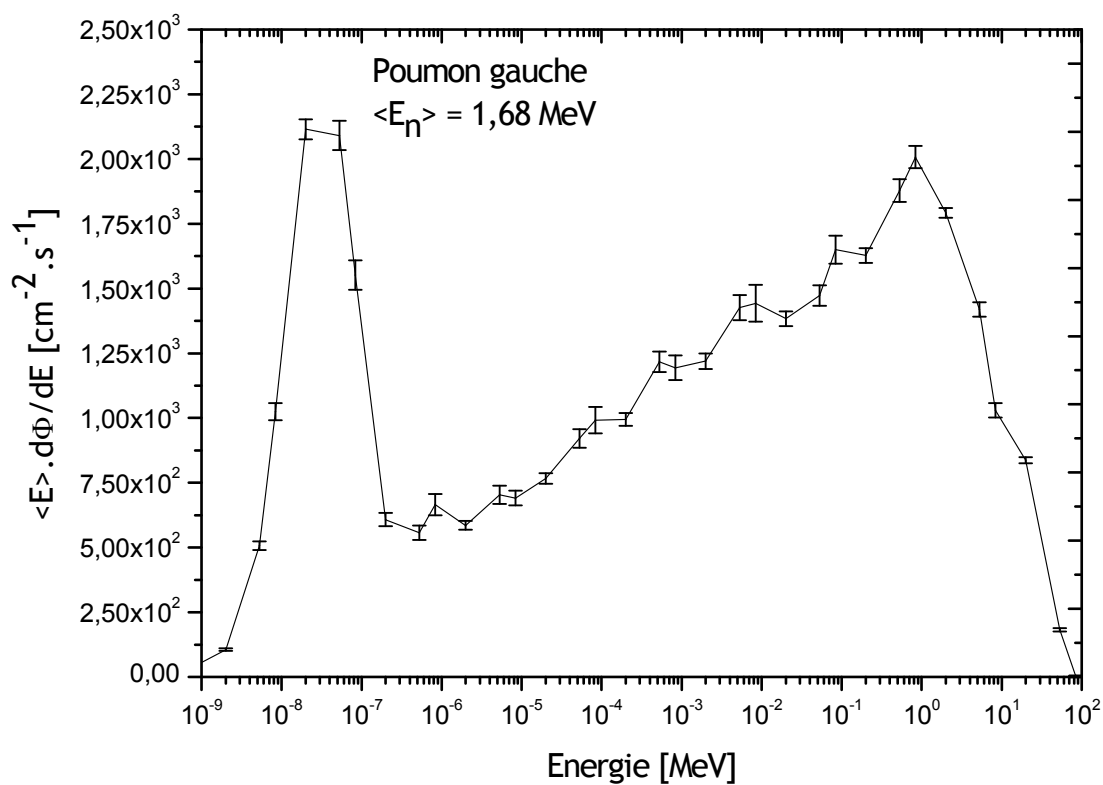
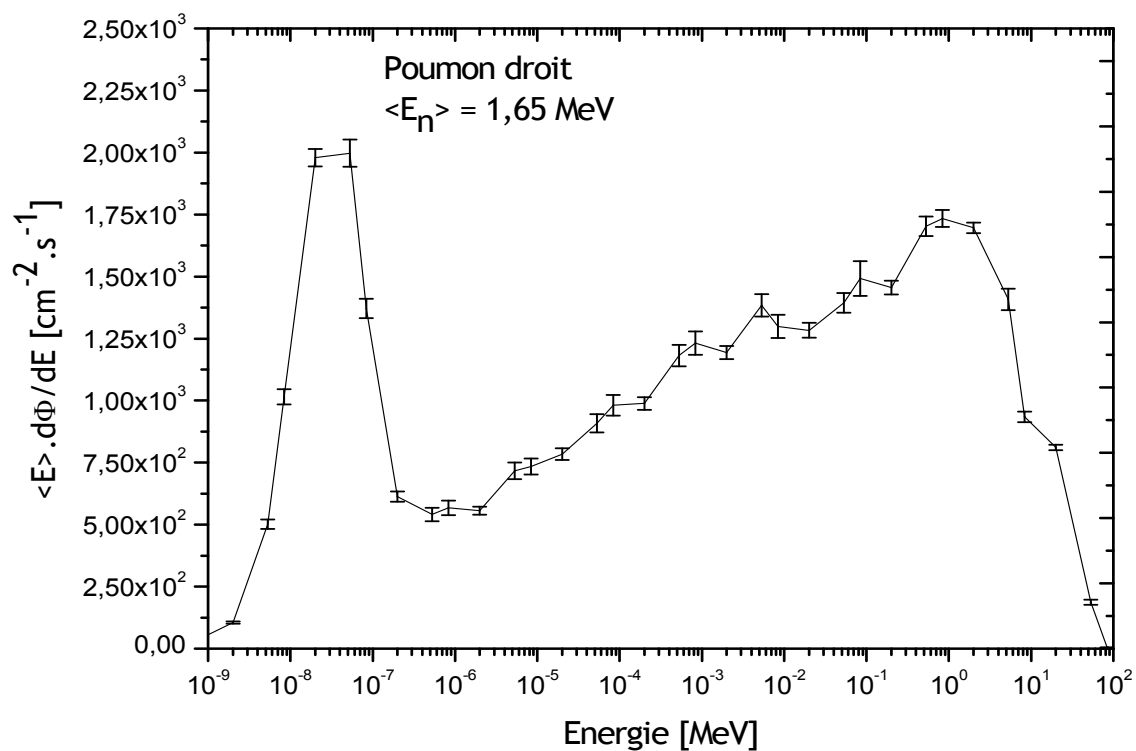
1. N. KOCH, W. NEWHAUSER, "Virtual commissioning of a treatment planning system for proton therapy of ocular cancers," *Radiation Protection Dosimetry*, **115**, 159 (2005).
2. W.D. NEWHAUSER, N. KOCH, S. HUMMEL, M. ZIEGLER, U. TITT, "Monte carlo simulations of a nozzle for the treatment of ocular tumours with high-energy proton beams," *Physics in Medicine and Biology*, **50**, 5229 (2005).
3. J. MEDIN, P. ANDREO, "Monte Carlo calculated stopping-power ratios, water/air for clinical proton dosimetry (50-250 MeV)," *Physics in Medicine and Biology*, **42**, 89 (1997).
4. H. JIANG, B. WANG, X. G. XU, H. D. SUIT, H. PAGANETTI, "Simulation of organ-specific patient effective dose due to secondary neutrons in proton radiation treatment," *Physics in Medicine and Biology*, **50**, 4337 (2005).
5. Y. ZHENG, W. NEWHAUSER, J. FONTENOT, P. TADDEI, R. MOHAN, "Monte Carlo study of neutron dose equivalent during passive scattering proton therapy," *Physics in Medicine and Biology*, **52**, 4481 (2007).
6. W.D. NEWHAUSER, U. TITT, D. DEXHEIMER, X. YAN, S. NILL, "Neutron shielding verification measurements and simulations for a 235-MeV proton therapy center," *Nuclear Instrument and Methods in Physics Research A*, **476**, 80 (2002).
7. *ICRU REPORT 49*, Stopping Powers and Ranges for Protons and Alpha Particles (1993).
8. D. B. PELOWITZ, ET AL., MCNPXTM User's Manual Version 2.5.0. (2005). Los Alamos National Laboratory report LA-CP-05-036
9. J. HERAULT, N. IBORRA, "Monte carlo simulation of a protontherapy platform devoted to ocular melanoma," *Medical Physics*, **32**, 910 (2005).
10. J. C. POLF, M. C. HARVEY, U. TITT, W.D. NEWHAUSER, A. R. SMITH, "Initial beam size study for passive scatter proton therapy. I. Monte Carlo verification," *Medical Physics*, **34**, 4213 (2007).
11. P.V. VAVILOV, "Ionizational losses of high-energy heavy particles," *Sov. Phys., JETP* **5**, 749 (1957).

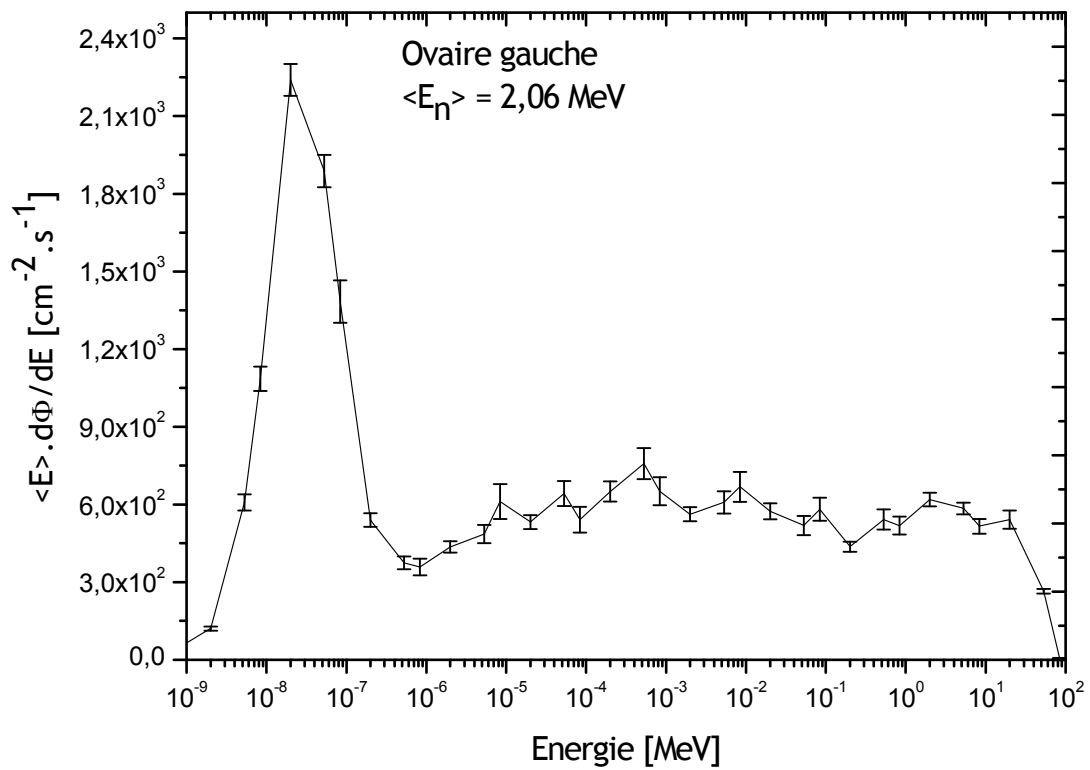
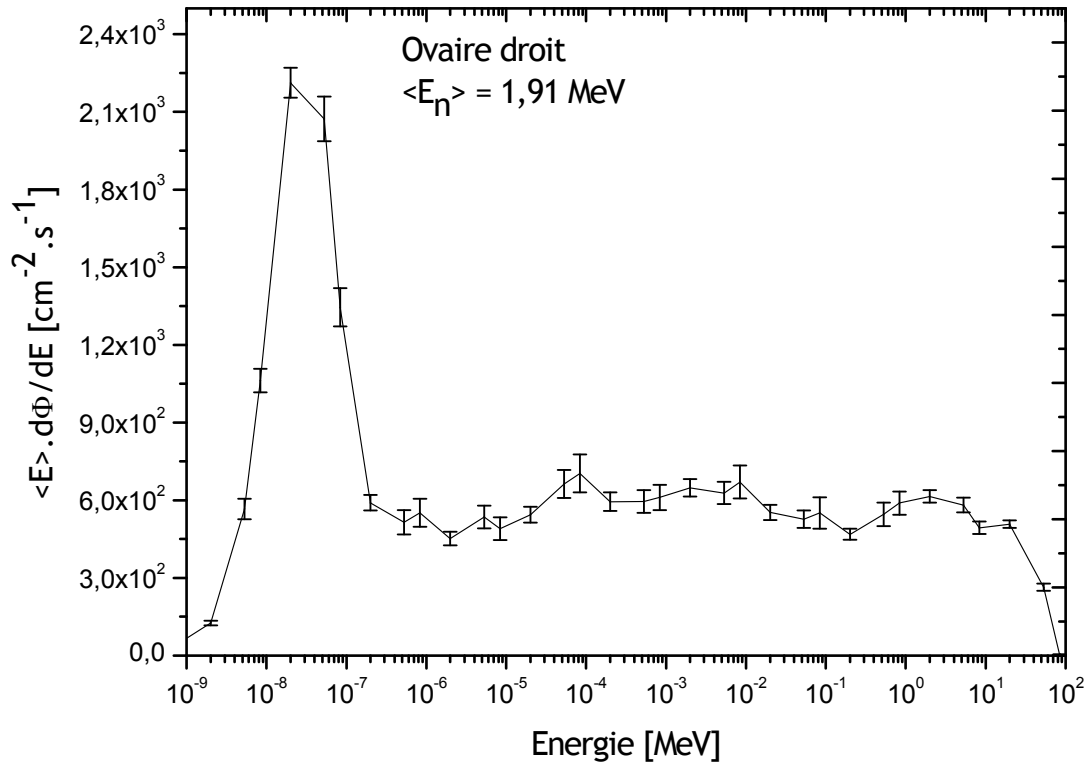
ANNEXE C - Spectres en débit de fluence calculés avec MCNPX en chaque point du fantôme RANDO voxelisé.

$\langle E_n \rangle$ est l'énergie moyenne calculée du spectre.









ANNEXE D - ETUDE DE SENSIBILITE SUR L'EXPLOITATION DE LA COURBE DE REPONSE EN ENERGIE DES CR-39 ET LE CALCUL DU COEFFICIENT D'ETALONNAGE MOYEN, <C>.

- Objectif -

La valeur du coefficient <C>, déterminée pour chaque point de mesure dans le fantôme RANDO® et permettant de convertir la densité de traces, ρ_{RANDO} , en dose absorbée, est dépendante des hypothèses retenues sur la forme de la courbe de réponse en énergie des CR-39. En effet, <C> est calculé comme l'inverse de la réponse en énergie des CR-39 moyennée sur chaque spectre en fluence selon la formule (rappel) :

$$\langle C \rangle = \frac{1}{\Phi_{TOT}} \int_{0,2\text{MeV}}^{75,3\text{MeV}} \frac{d\Phi}{dE}(E) \times \frac{1}{R(E)} dE$$

Ainsi, une étude de sensibilité relative aux hypothèses retenues sur la réponse en énergie des détecteurs de traces en deçà de 1,2 MeV et au delà de 17 MeV a été réalisée. Les valeurs de <C> en fonction des différents cas considérés sont présentées ici.

- Hypothèses -

Le tableau V.5, présenté au paragraphe V.2.2, met en évidence la contribution des neutrons secondaires à la dose absorbée en fonction de leur gamme en énergie. Les résultats montrent qu'en moyenne, près de 50% de la dose déposée aux divers points du fantôme résulte de neutrons dont l'énergie est comprise entre 1 et 20 MeV. Cependant, l'influence des hypothèses retenues en dehors de cette plage en énergie sur la valeur de <C> a due être quantifiée.

Les principales approximations retenues sur la courbe de réponse en énergie sont les suivantes :

- la chute de la réponse à 200 keV,
- l'extrapolation de l'ajustement entre 1 et 1,2 MeV,
- l'extrapolation de l'ajustement au delà de 17 MeV.

Ainsi quatre cas ont été considérés sur la forme de la courbe de réponse en énergie des CR-39. Les hypothèses retenues pour les cas 1 à 4 sont résumées dans le tableau D.1 et sur la figure D.1.

- Cas n°1

La chute de la réponse en énergie a été prise à 100 keV au lieu de 200 keV. Plusieurs auteurs ont en effet reporté que la chute de la réponse des CR-39 se situait entre 100 et 200 keV [Griffith et al. 1981 ; Cross et al. 1987 ; Decossas et Vareille 1987]. La réponse a donc été considérée constante entre 100 keV et 1 MeV.

- Cas n°2

L'hypothèse de la chute de la réponse à 200 keV a été conservée mais l'extrapolation de l'ajustement en deçà de 1,2 MeV, considérée initialement jusqu'à 1 MeV, a été prolongée jusqu'à 700 keV. La valeur de la réponse a donc été prise constante entre 200 et 700 keV, égale à la réponse des CR-39 calculée à 700 keV, c'est-à-dire $0,32 \mu\text{Gy}^{-1} \cdot \text{mm}^{-2}$. Cross et al. ont effectivement démontré que la décroissance de la réponse des CR-39 peut débuter dès 700 keV en fonction du type de convertisseur utilisé [Cross et al. 1987].

- Cas n°3

Ce cas regroupe les cas n°1 et n°2, à savoir la chute de la réponse à 100 keV et la constance entre 100 et 700 keV, égale à la réponse calculée à 700 keV.

- Cas n°4

Pour ce cas, l'ajustement a été extrapolé entre 17 et 20 MeV mais la réponse a été prise constante entre 20 et 75,3 MeV. Les hypothèses retenues en deçà de 1,2 MeV et considérées au paragraphe V.2.2 ont été conservées.

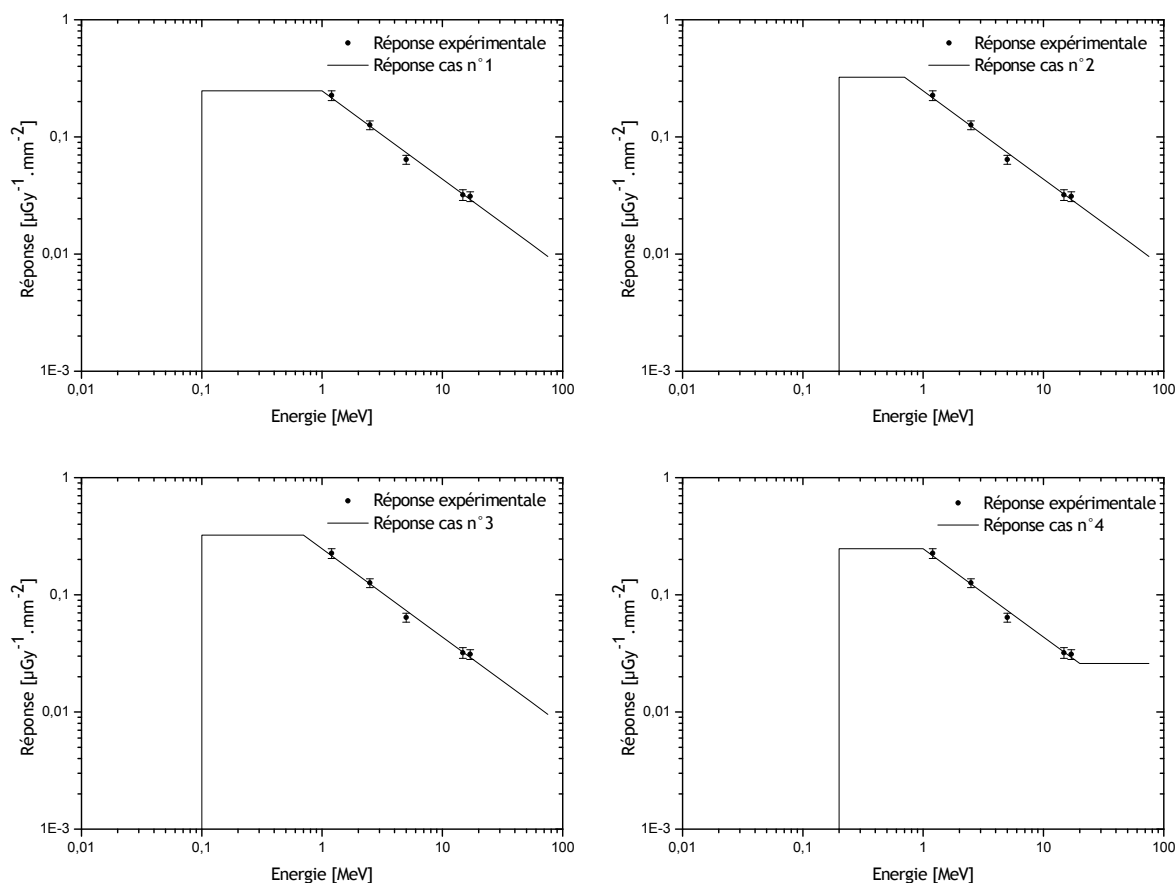


Figure D.1 - Courbes de réponse en énergie des CR-39 en fonction de différentes hypothèses envisagées : cas n° 1 à 4.

Tableau D.1 - Résumé des hypothèses retenues sur la courbe de réponse des CR-39 en fonction de la gamme en énergie. Les différences considérées par rapport au cas retenu sont indiquées en gris.

Energie [MeV]	< 0,1	0,1 - 0,2	0,2 - 0,7	0,7 - 1	1 - 1,2	1,2 - 20	20 - 75,3
Cas retenu	N	N	C	C	A	A	A
Cas n° 1	N	C	C	C	A	A	A
Cas n° 2	N	N	C	A	A	A	A
Cas n° 3	N	C	C	A	A	A	A
Cas n° 4	N	N	C	C	A	A	C

N : Nulle

C : Constante

A : Ajustement linéaire

- Résultats -

Les valeurs du coefficient d'étalonnage moyen calculées aux 8 points de mesure dans le fantôme RANDO[®], pour les 4 cas cités ci-dessus, sont résumées dans le tableau D.2.

Tableau D.2 - Valeurs du coefficient d'étalonnage moyen, <C>, permettant de convertir la densité de traces, \square_{RANDO} , lue sur les CR-39 insérés dans le fantôme RANDO[®] en dose absorbée, en fonction des hypothèses retenues sur la forme de la courbe de réponse en énergie (cas 1 à 4). Le coefficient <C> retenu dans l'étude est rappelé en première colonne à titre indicatif.

	<C>	<C> : Cas 1	Δ [%]	<C> : Cas 2	Δ [%]	<C> : Cas 3	Δ [%]	<C> : Cas 4	Δ [%]
ONT	13,75	14,1	2,3	13,4	-2,2	13,7	-0,5	11,0	-20,1
ME	18,18	18,0	-0,9	17,5	-3,9	17,7	-2,8	13,7	-24,7
TD	13,70	13,7	-0,2	13,0	-4,8	13,3	-3,1	10,9	-20,8
TG	13,11	13,1	0	12,5	-4,8	12,7	-3,0	10,5	-19,7
PD	14,53	14,5	-0,1	13,9	-4,5	14,1	-2,8	11,3	-22,0
PG	14,14	14,2	0,3	13,8	-2,1	13,8	-2,6	11,1	-21,5
OD	20,36	20,2	-0,9	19,7	-3,3	19,9	-2,4	14,4	-29,5
OG	21,14	20,8	-1,6	20,4	-3,7	20,5	-2,9	14,8	-30,0

Concernant le premier cas, les différences sur la valeur de <C> sont inférieures à 1% pour tous les points sauf au niveau de l'œil non traité et de l'ovaire gauche où les écarts sont respectivement de 2,3 et 1,6%.

La considération du cas numéro 2 entraînerait une sous-évaluation de <C> comprise entre 2 et 5% suivant le point considéré.

Pour le cas numéro 3 les écarts obtenus sont plus faibles que pour le cas numéro 2. Les différences sont comprises entre 0,5 et 3% respectivement pour le coefficient associé à l'œil non traité et la thyroïde gauche.

Enfin, en ce qui concerne le cas numéro 4, des différences plus significatives sont observées. Les sous évaluations du coefficient calculé dans ce cas par rapport aux valeurs obtenues dans le cas retenu initialement sont comprises entre 20 et 30%.

- Conclusion -

De très faibles différences sont constatées entre la coupure de la réponse à 100 keV (cas n°1) et celle à 200 keV (cas retenu). L'approximation réalisée sur la considération d'une réponse nulle en deçà de 200 keV n'entraîne donc pas de différences importantes sur les doses évaluées par rapport au cas retenu. Une augmentation de la dose mesurée au niveau de l'œil non traité de 2,3% serait obtenue avec une coupure de la réponse à 100 keV.

L'hypothèse d'une décroissance linéaire de la réponse à 700 keV (cas n°2) plutôt qu'à 1 MeV (cas retenu) entraînerait une diminution des doses mesurées avec les CR-39 dans le fantôme d'un maximum d'environ 5%. De même les hypothèses réalisées pour le cas n°3, qui n'est autre qu'une combinaison des cas n°1 et 2, entraîneraient de faibles diminutions des doses absorbées pour tous les points (inférieures à 3%).

Enfin, la sensibilité de <C> à la forme de la courbe de réponse pour les énergies supérieures à 20 MeV (cas n°4) est plus notable que pour les énergies inférieures à 1,2 MeV (cas n°1 à 3). L'hypothèse d'une réponse constante au-delà de 20 MeV plutôt qu'une extrapolation de l'ajustement linéaire décroissant, considéré initialement, entraîne une diminution des doses comprise entre 20 et 30% en fonction du point. Cette diminution découle directement, pour le cas n°4, de la prise en compte d'une réponse plus élevée sur cette gamme et donc d'un coefficient d'étalonnage plus faible. Cependant, la considération d'une réponse constante sur cette gamme en énergie ne semble pas physiquement justifiée, notamment en se basant sur les données reportées dans le rapport « DOSMAX » discutées au paragraphe V.2.2 [DOSMAX 2004].

ANNEXE E - SPECTRES EN DEBIT DE FLUENCE CALCULES AVEC LE MODELE POUR LES ORGANES DU FANTOME MATHEMATIQUE.

$\langle E_n \rangle$ est l'énergie moyenne du spectre.

