

EVALUATION DES DOSES DUES AUX NEUTRONS SECONDAIRES REÇUES PAR LES PATIENTS TRAITES PAR PROTONTHÉRAPIE

Rima Sayah¹, Florent Martinetti¹, Laurent Donadille¹, Sabine Delacroix²,
Aurélien De Oliveira², Isabelle Clairand¹ et Joël Hérault³

¹⁾ *Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (IRSN), BP 17,
92262 Fontenay-aux-Roses, Cedex*

²⁾ *Institut Curie-centre de protonthérapie d'Orsay (ICPO),
Campus universitaire bâtiment 101, 91898 Orsay*

³⁾ *Centre Antoine Lacassagne (CAL), 33, avenue de Valombrose, 06189 Nice Cedex 2*

La protonthérapie est une technique spécifique de radiothérapie visant à détruire les cellules cancéreuses en les irradiant par un faisceau de protons. 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 protection des tissus sains environnant la tumeur. 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 utilisent la technique de diffusion passive, pour laquelle le faisceau de protons incident est mis en forme, tant en profondeur que latéralement, au moyen d'une série d'éléments positionnés dans la voie du faisceau (modulateur, diffuseur, collimateurs, etc.). Les réactions nucléaires subies par les protons dans ces dispositifs et dans le patient lui-même donnent lieu à la création de rayonnements secondaires incluant principalement des neutrons qui contribuent à délivrer une dose additionnelle au patient en dehors du champ de traitement. Dans ce contexte, le Laboratoire de Dosimétrie des Rayonnements Ionisants (LDRI) de l'IRSN, en collaboration avec l'ICPO, s'est intéressé à cette problématique. Deux énergies de 200 et 75 MeV sont disponibles à l'ICPO respectivement pour les traitements des tumeurs de la base du crâne et du mélanome de l'œil. Une première étude a été menée dans le cadre d'une thèse (F. Martinetti) pour le cas des traitements ophtalmologiques. L'objectif était d'estimer les doses dues aux neutrons secondaires reçues par le patient. Ce travail est actuellement poursuivi dans le cadre d'une nouvelle thèse à l'IRSN dont le but est d'estimer les doses dues aux neutrons secondaires dans le cas des traitements intracrâniens à 200 MeV réalisés dans la nouvelle salle de traitement comportant un bras isocentrique (société IBA) tout récemment installé à l'ICPO. Cet article constitue une synthèse des résultats obtenus pour les traitements ophtalmologiques et présente les travaux en cours pour les traitements intracrâniens.

I. MODELISATION PAR MONTE CARLO DE LA LIGNE ET DE LA SALLE Y2

La ligne de traitement de la salle Y2, salle dans laquelle sont traités les mélanomes de l'œil, a été modélisée le plus précisément possible. Tous les éléments dits « modificateurs de faisceau » (collimateurs, modulateur, absorbeur, diffuseur) ont été intégrés, ainsi que les chambres d'ionisation et les éléments de blindage. La figure 1 présente un schéma des constituants du banc optique tels qu'ils ont été définis dans le modèle réalisé avec MCNPX. Les murs en béton, en placoplâtre et le faux plafond ont été ensuite introduits dans le modèle.

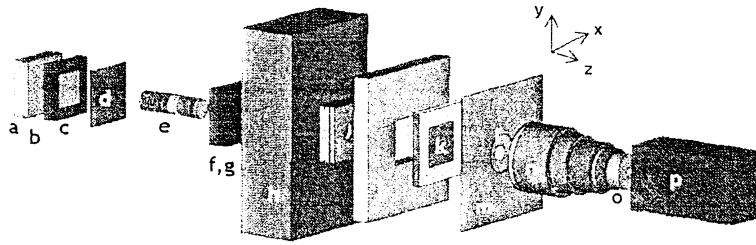


Figure 1 – Vue des principaux composants situés dans la ligne de traitement Y2. (a) collimateur C0, (b) profileur (non visible), (c) chambre d'ionisation « Neptune », (d) modulateur, (e) absorbeur (filtre binaire), (f) diffuseur elliptique en plomb, (g) collimateur C2, (h) mur de blindage en béton, (i) 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.

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

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 et en profondeur dits « natifs » (non modulés) et un profil de dose en profondeur modulé. Les mesures ont ensuite été comparées aux simulations. 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. Trois conditions expérimentales ont été considérées. La première a été réalisée sans absorbeur, tandis que deux épaisseurs de Lexan de 5 et 15 mm ont été introduites dans la voie de faisceau pour les deux autres. Concernant le profil de dose en profondeur modulé, le code de calcul Monte Carlo MCNPX ne prenant pas en compte de géométrie évolutive au cours du temps le processus de modulation a été reproduit par douze simulations différentes, chacune correspondant à un secteur du modulateur. Pour obtenir une incertitude statistique inférieure à 2%, le nombre d'histoires était respectivement de $3 \cdot 10^6$ et de $60 \cdot 10^6$ pour les profils de dose en profondeur et latéraux. Les protons, les photons et les neutrons ont été transportés au cours des simulations. Pour les protons, la librairie de sections efficaces LA150H a été choisie de même que le modèle de dispersion en énergie basé sur la théorie de Vavilov. La librairie LA150N a été utilisée pour les neutrons et MCPLIB04 pour les photons. Sur la figure 2 sont comparés les profils de dose en profondeur natifs calculés et mesurés. Un bon accord est observé.

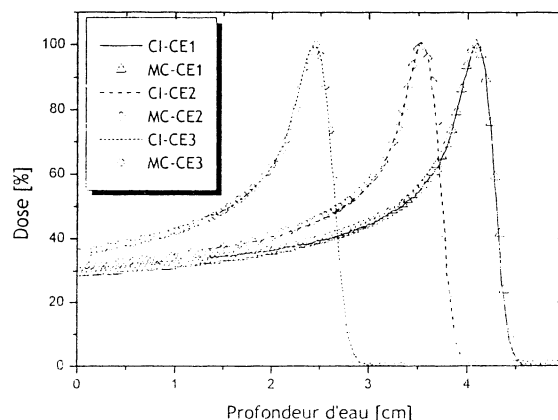


Figure 2 – Profils de dose en profondeur dans l'eau pour diverses épaisseurs de Lexan, mesurés avec la chambre d'ionisation (CI) et calculés par Monte Carlo (MC)

III. VALIDATION EXPERIMENTALE DU MODELE: L'EQUIVALENT DE DOSE AMBIANT DÙ AUX NEUTRONS DANS LA SALLE DE TRAITEMENT

La seconde étape de validation expérimentale du modèle de ligne et de salle a consisté à comparer l'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$, dû aux neutrons secondaires, calculé avec MCNPX et mesuré au moyen de radiamètres en divers points de la salle de traitement. Les mesures de l'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$, ont été réalisées dans le plan horizontal de l'isocentre, à une distance de 100 cm et en 5 points autour de ce dernier à des angles θ allant de 0 à $3\pi/4$ radians par rapport à la direction du faisceau de protons (voir figure 3). Les mesures ont été réalisées 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 en place dans la ligne. Les calculs de l'équivalent de dose ambiant, $H^*(10)$, dû aux neutrons secondaires ont été effectués avec le *tally* F5. La figure 3 présente les résultats des mesures et des calculs de $H^*(10)$, normalisé par dose absorbée thérapeutique, D pour les points 1 à 5. La tendance observée expérimentalement est retrouvée avec les simulations.

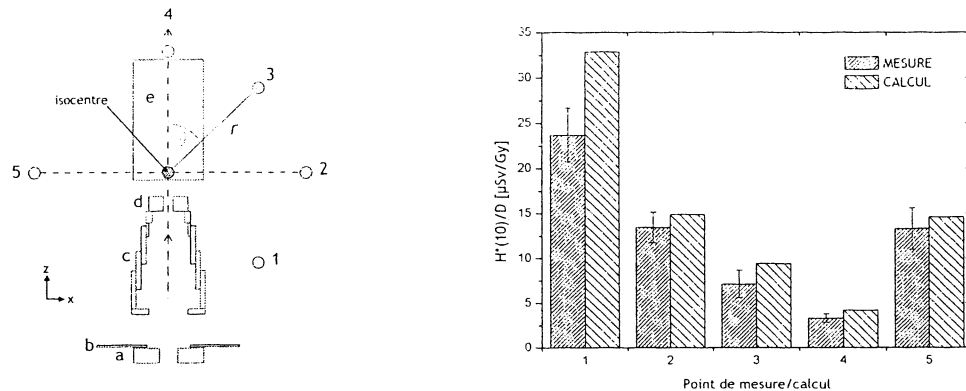


Figure 3 – Gauche : Vue schématique du nez de traitement et du fantôme d'eau présentant les 5 points de mesure. Droite : Equivalent de dose ambiant dû aux neutrons secondaires $H^*(10)$, normalisé par dose absorbée thérapeutique, D , pour les points 1 à 5.

IV. VALIDATION EXPERIMENTALE DU MODELE : LA DOSE ABSORBEE DUE AUX PARTICULES SECONDAIRES DANS UN FANTOME ANTHROPOMORPHE RANDO

La dernière étape de validation a consisté en la modélisation de l'irradiation d'un mannequin anthropomorphe équipé de détecteurs pour mesurer les doses déposées par les neutrons dans différents points de ce mannequin. Des détecteurs de traces du type CR-39 ont été utilisés pour ces mesures. Les mesures des doses déposées par les neutrons secondaires ont été effectuées en 8 points d'un fantôme RANDO®. Ce dernier a été positionné de manière à reproduire un traitement de l'œil gauche dans les conditions standard. L'application SESAME a été utilisée pour *voxéliser* le fantôme RANDO® et générer un fichier d'entrée au format MCNPX permettant ainsi d'intégrer le fantôme dans le modèle de la salle. Le transport des particules dans le fantôme RANDO® voxélisé étant coûteux en temps, chaque *tally* de type F6 défini dans ces cellules a été associé à une sphère « DXTRAN », technique de réduction de variance permettant d'augmenter la population de neutrons dans la région d'intérêt. Un nombre d'histoires de 120 millions a été nécessaire pour obtenir une incertitude statistique inférieure à 3%. 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 4. Les doses calculées avec le modèle reproduisent de façon satisfaisante la tendance observée expérimentalement avec les détecteurs de traces.

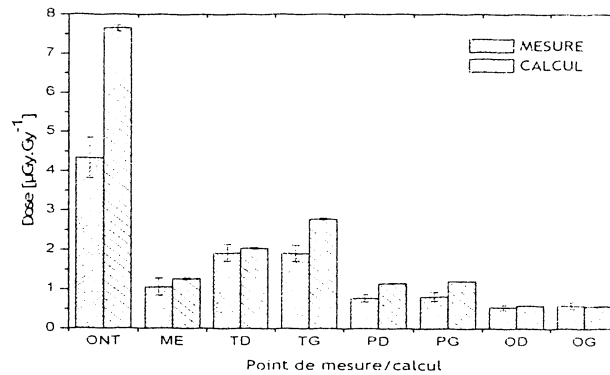


Figure 4 – Dose absorbée due aux neutrons secondaires calculée avec MCNPX et mesurée avec les CR-39 en 8 points du fantôme RANDO®.

V. ESTIMATION, AU MOYEN D'UN FANTÔME MATHÉMATIQUE, DES DOSES DUES AUX NEUTRONS SECONDAIRES RECUES PAR LES ORGANES AU COURS D'UN TRAITEMENT OPHTALMOLOGIQUE

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. Un fantôme mathématique a été alors intégré dans le modèle afin de pouvoir calculer les doses dues aux neutrons secondaires dans les différents organes de ce fantôme situés en dehors du champ de traitement. Des *tallies* du type F6 ont été spécifiés pour chacun des organes et 300 millions d'histoires ont été générées pour obtenir une incertitude relative comprise entre 2 et 3 % en fonction de l'organe considéré. Le tableau 1 présente les valeurs de doses absorbées dues aux neutrons secondaires calculées.

D'une manière générale, les doses 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 $\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}$.

Tableau 1 – Doses dues aux neutrons secondaires 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	$D_T [\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}]$	Organe/Tissu	$D_T [\mu\text{Gy}\cdot\text{Gy}^{-1}]$
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

VI. TRAVAUX EN COURS : CALCUL DE DOSES DUES AUX NEUTRONS SECONDAIRES DANS LE CAS DE TRAITEMENTS INTRACRANIENS

La collaboration mise en place avec l'ICPO sur cette thématique est poursuivie dans le cadre d'une thèse qui a débuté en octobre 2009. Les études engagées dans le cas du mélanome oculaire sont étendues au cas des traitements intracrâniens réalisés dans la nouvelle salle de traitement de l'ICPO comportant un bras isocentrique. Le travail consiste à modéliser cette ligne et la salle. La méthode de validation expérimentale du modèle sera similaire à celle employée dans le cas des traitements ophtalmologiques. Des fantômes voxélisés de différents âges seront ensuite intégrés dans le modèle permettant de calculer la dose due aux neutrons secondaires reçue par les différents organes. Notons que plus de 30% des irradiations à cette énergie sont des traitements pédiatriques, ce qui soulève directement le problème du risque de développement d'un second cancer radio-induit chez l'enfant à distance de la zone traitée. L'intérêt sera donc porté en priorité aux traitements pédiatriques car plus le patient est jeune, plus le risque de développement de second cancer est élevé.