notes

Radioprotection à l'Unité de neutronthérapie d'Orléans

R. SABATTIER *, P. PIHET **, J.-C. BAJARD ***, M. NOALE *,
H.-G. MENZEL ** et N. BRETEAU *

(Manuscrit reçu le 10 octobre 1988)

RÉSUMÉ

Les risques, dans le domaine de la radioprotection, ont été analysés pour les personnels du service de radiothérapie affectés à l'Unité de neutronthérapie. La technique microdosimétrique a été utilisée pour déterminer les débits d'équivalents de dose du rayonnement ambiant pendant irradiation. Après irradiation, les niveaux d'activation radio-induite ont été mesurés en différents points d'intérêt autour de l'ensemble de collimation. Les résultats des dosimétries individuelles de contrôle sont largement inférieurs aux limites légales.

ABSTRACT

The radiation hazards to the neutrontherapy staff have been evaluated. Microdosimetric instruments and methods have been used in the working area to measure dose equivalent rates during irradiation. After irradiation, levels of induced radioactivity around collimation devices are reported. The whole-body dose equivalents to the neutron therapy staff remain far below the recommended dose limits.

I. INTRODUCTION

Dans une unité de traitement par neutrons rapides et comparativement aux installations classiques de radiothérapie, deux problèmes particuliers se posent dans le domaine de la radioprotection :

- la mesure, dans les locaux, des débits d'équivalent de dose liés au rayonnement ambiant pendant l'irradiation ;
- l'évaluation des contraintes liées à l'activation radio-induite, particulièrement dans les différentes structures de l'ensemble de collimation qui sont manipulées entre chaque irradiation.

* CHR, Service de radiothérapie, BP 6709, 45067 Orléans Cedex 2.

** Fachrichtung Biophysik, Universität des Saarlandes, D-6650 Homburg/SAAR (RFA).

*** CERI/CNRS, 3A, rue de la Férellerie, 45071 Orléans Cedex 2.

Ce travail résume les principaux résultats obtenus à l'Unité de neutronthérapie d'Orléans dans ces deux domaines.

Cette unité de traitement est une annexe du Service de radiothérapie du Centre hospitalier régional d'Orléans-la-Source. Les bâtiments sont adjacents aux installations du Centre d'études et de recherches par irradiation du CNRS où sont implantés deux accélérateurs de particules.

Ce rapport concerne les études entreprises dans les locaux directement accessibles sous contrôle de l'équipe médicale.

II. INSTALLATION MÉDICALE

Plus de 900 patients porteurs de tumeurs cancéreuses ont été adressés à Orléans pour neutronthérapie; 23 centres de ce type sont actuellement opérationnels dans le monde.

L'Unité de neutronthérapie utilise un cyclotron isochrone à énergie variable CGR 680. Les neutrons rapides sont produits en bombardant une cible semi-épaisse de béryllium par des protons de 34 MeV ($p(34)+Be$). Le courant de protons sur la cible est compris entre 40 et 45 μA . Un filtre hydrogéné, en aval de la cible, réduit la composante basse énergie du spectre neutron [12].

La salle d'irradiation est à un niveau inférieur à celui de l'accélérateur. Après extraction, le faisceau de protons est dévié de 90° dans le plan horizontal puis de 90° dans le plan vertical vers la cible (fig. 1). Le faisceau de neutrons, vertical descendant, est délimité par un double système de collimation autorisant toute géométrie de champs d'irradiation jusqu'à 19 cm x 19 cm [10]. Ce système comprend :

- le collimateur principal avec des localisateurs interchangeables en acier et résine époxy (inserts) définissant des champs carrés,
- un collimateur secondaire constitué de blocs d'acier permettant la réalisation de champs rectangulaires et complexes.

Ces différents éléments sont manipulés entre chaque traitement.

Après chaque irradiation, un cache en plomb de 6 cm d'épaisseur est automatiquement positionné par le barillet porte-filtre afin de réduire le débit de dose lié à l'activation radio-induite de la cible.

Les principales caractéristiques dosimétriques du faisceau de neutrons sont reportées dans le tableau I. Les distributions de dose sont mesurées par ionométrie selon le protocole adopté par l'European clinical neutron dosimetry group [2]. Les techniques de traitement ont été résumées dans un autre rapport [11].

Fig. 1. — Vue schématique de l'unité d'irradiation dans le plan vertical. Le faisceau de protons est dévié dans le plan vertical vers la cible. Le centrage de ce faisceau est contrôlé par un diaphragme. Le monitoring du faisceau de neutrons est assuré par les lectures du courant de protons sur la cible et du courant d'ionisation induit par les neutrons dans deux chambres plates à transmission quotidiennement étalonnées.

TABLEAU I

Principales caractéristiques dosimétriques sur un axe d'un champ de 10 cm x 10 cm pour le faisceau de neutrons rapides p(34)+Be. La distance cible - surface est de 169 cm.

Débit de dose $D_{\max}$		(cGy.min ⁻¹ . μ A ⁻¹)	0.27
Profondeur de $D_{\max}/2$ dans l'eau		(cm)	12.8
Build-up:	0.9 $D_{\max}$	(cm)	0.2
	$D_{\max}$		0.7
$D_g/D_{(n+g)}$	: - 2 cm	(%)	5.2
	- 10 cm		7.0
$\bar{y}_D$	: - 2 cm	(keV. μ m ⁻¹)	87.7
	- 10 cm	(keV. μ m ⁻¹)	86.5
y^*	: - 2 cm	(keV. μ m ⁻¹)	27.9
	- 10 cm	(keV. μ m ⁻¹)	26.8

III. DÉBITS D'ÉQUIVALENT DE DOSE DANS LES LOCAUX

III.1. Compteur proportionnel équivalent tissu

Les débits d'équivalent de dose ont été mesurés, pendant irradiation, dans la salle de traitement et les locaux annexes de l'Unité avec un compteur proportionnel à parois équivalent aux tissus (CPET) [1, 4, 7, 14].

Le compteur sphérique utilisé a un diamètre interne égal à 59 mm et une paroi de 2,5 mm en plastique équivalent tissu A 150. Il était rempli de gaz équivalent au tissu à base de propane et à une pression de 16,6 torr de façon à simuler un volume de tissu de 2 μm de diamètre.

Le CPET permet d'obtenir, en chaque point de mesure, d'une part la distribution de dose de l'énergie linéale $d(y)$ pour le rayonnement ambiant et d'autre part, l'intégrale de $d(y)$ qui n'est autre que la dose absorbée totale $D(n + g)$ (fig. 2). Le spectre d'énergie linéale permet, en particulier, de déterminer distinctement la contribution des photons (D_g) et des neutrons (D_n) à la dose absorbée totale. Ceci présente un avantage déterminant dans le cas d'un rayonnement ambiant constitué d'une proportion variable de photons et de neutrons avec une large gamme d'énergies. En outre, pour des énergies neutroniques supérieures à 200 keV, la réponse du compteur proportionnel en terme de dose absorbée est quasi indépendante de l'énergie.

Fig. 2. — Distributions microdosimétriques pour le rayonnement mesuré dans et à l'entrée de la salle de traitement (points 1 et 4) ainsi que dans la salle d'attente (point 6). La contribution relative à la dose absorbée des particules chargées secondaires aux photons et aux neutrons est proportionnelle à la surface sous les courbes.

La dose équivalente est obtenue en pondérant la distribution de dose $d(y)$ par la fonction $Q(y)$ qui approxime la fonction $Q(L_\infty)$ recommandée par la Commission internationale de protection radiologique (CIPR) [5] pour le facteur de qualité d'un rayonnement en fonction de son TEL:

$$\begin{aligned} H &= \int Q(y) \cdot d(y) \cdot dy \\ &= \bar{Q}_{n+g} \cdot D_{n+g} \\ &= \bar{Q}_n \cdot D_n \cdot \bar{Q}_g \cdot D_g \end{aligned}$$

avec $Q(y) = 1$, si $y < 3,5 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ et $Q(y) = 20$ si $y > 175 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ à l'intérieur de cet intervalle:

$$Q(y) = b \cdot \ln(y/a) + c \cdot \exp(-d \cdot (y - 3,5)^f)$$

$a = 16,05 \quad b = 8,368 \quad c = 13,75 \quad d = 0,142 \quad f = 0,88$

III.2. Résultats

A Orléans, ces mesures ont été effectuées en complément à une comparaison inter-centres, réalisée sous l'égide de l'European organization for research on treatment of cancer et relative aux grandeurs microdosimétriques obtenues en fantôme dans les différents faisceaux de neutrons rapides utilisés en radiothérapie. A l'axe du faisceau, ces mesures ont été réalisées à l'aide de CPET de petite taille ($d = 1,27 \text{ cm}$) [8].

La séparation photon/neutron en débit de dose et débit d'équivalent de dose montre que la proportion de la dose délivrée par photons varie de 40 % dans la salle de traitement à plus de 90 % dans les locaux annexes. Le facteur de qualité neutron $\bar{Q}_n$ est voisin de 9 en tout point et le facteur de qualité moyen associé au rayonnement ambiant $\bar{Q}_{n+g}$ varie de 6 à 1,5. A l'entrée de la salle d'irradiation, le débit d'équivalent de dose est de 0,07 mSv/h pour un débit de dose de 0,30 et 0,13 Gy/min respectivement aux niveaux de la partie distale des inserts et des patients (fig. 3), (tableau II).

Fig. 3. — Débits d'équivalent de dose et facteurs de qualité du rayonnement ambiant au niveau - 1 (salle de traitement) de l'unité de neutronthérapie.

TABLEAU II

Analyse du champ mixte photon - neutron : débits d'équivalent de dose, facteurs de qualité, contributions gamma à la dose totale, en différents points de l'unité de neutronthérapie.

Au niveau - 1, les positions sont indiquées sur la figure 3.

Position	$\dot{H}_{n+g}$ (mSv/h)	$\dot{H}_n$ (mSv/h)	Q_{n+g}	Q_n	D_g/D_{n+g} (%)
1	30,7	28,7	6,14	8,9	35
2	2,52	2,20	4,78	9,4	56
3	0,44	0,35	3,77	9,4	68
4	0,069	0,051	3,11	8,7	74
5	0,0031	0,0011	1,55	6,7	92

niveau - 1

6	0,0020	0,0006	1,73	7,5	93
---	--------	--------	------	-----	----

niveau 0 : salle d'attente

IV. ACTIVATION DE L'AIR ET DES COLLIMATEURS

L'accès des personnels à la salle de traitement est autorisé dès que le faisceau de protons n'arrive plus sur la cible (descente rapide des cages de Faraday dans la ligne de faisceau).

IV.1. Mesure de la radioactivité de l'air dans la salle de traitement

Afin d'augmenter la sensibilité, les mesures n'ont pas été effectuées directement sur l'air mais sur des échantillons d'azote liquide, nitrure de bore, eau et argon irradiés dans le faisceau. La spectrométrie gamma et le suivi des décroissances ont été faits avec un détecteur GeLi ORTEC associé à un analyseur multicanal TRACOR 1750 (4 096 canaux).

Les activités spécifiques moyennes du tableau III sont données pour une irradiation de 10 min à un débit de dose de 10 cGy/min à 170 cm de la cible et à la fin de l'irradiation. Elles se rapportent à l'activité de la colonne d'air située sous le collimateur (0,035 m³) en l'absence de toute dilution par l'air environnant : ce sont les activités maximales. Elle sont de l'ordre de grandeur des concentrations maximales admissibles pour l'azote 13 et l'oxygène 15 [9, 15].

Si l'on tient compte de la dilution et de la ventilation dans la salle de traitement (volume 53 m³, 7 renouvellements horaires), les valeurs d'activité spécifique moyenne sont largement inférieures aux limites dérivées des concentrations des radionucléides dans l'air pour une exposition professionnelle de 2 000 h/an [6].

TABLEAU III

Activité spécifique moyenne (Bq.m^{-3}) de l'air de la salle de traitement normalisée à un débit de dose de 10 cGy.min^{-1} à 170 cm de la cible.

Radio-nucléide	Période	Réaction nucléaire	Energie seuil (MeV)	Après un temps d'irradiation de 10 min			LDCA ⁽¹⁾ (Bq.m ⁻³)
				sous le collimateur	dans la salle de traitement		
					non ventilée	ventilée	
¹³ N	9,97 min	¹⁴ N (n,2n)	21,7	1,9.10 ⁶	1,3.10 ³	8,1.10 ²	2.10 ⁶
¹⁶ N	7,14 s	¹⁶ O (n,p)	7,7	3,1.10 ⁶⁽²⁾	2.10 ³⁽²⁾	2.10 ³⁽²⁾	4.10 ⁵
¹⁵ O	2,05 min	¹⁶ O (n,2n)	14,7	1,3.10 ⁶	8,7.10 ²	6,7.10 ²	1.10 ⁶
¹¹ C	20,4 min	¹² C (n,2n)	14,3	4.10 ³	2,7	1,6	10 ⁷
⁴¹ A	1,83 h	⁴⁰ A (n, γ)	—	8,1.10 ³	5,3	3,2	2.10 ⁶
³⁹ Cl	56,2 min	⁴⁰ A (n,d)	8,3	3,1.10 ⁴	2,1.10 ¹	1,2.10 ¹	8.10 ⁵
³⁷ S	5,06 min	⁴⁰ A (n,α)	—	3,7.10 ⁴⁽²⁾	2,4.10 ¹⁽²⁾	1,6.10 ¹⁽²⁾	—

(1) LDCA : limites dérivées de concentration des radionucléides dans l'air pour une exposition professionnelle de 2 000 h/an [6].

(2) Valeurs estimées d'après les courbes de sections efficaces.

IV.2. Activation des structures de l'ensemble de collimation

Quotidiennement, les traitements par neutrons rapides nécessitent en moyenne une irradiation réelle cumulée de 3 h sur les 6 h d'utilisation médicale du cyclotron (délais de manipulation des collimateurs et de positionnement des patients). Des irradiations de trois heures consécutives sont, par contre, effectuées avec cette installation pour les travaux de radiobiologie ou de radiobiochimie.

Les débits de dose liés à l'activation induite ont été mesurés au contact et à distance des différents éléments de l'ensemble de collimation après une irradiation de 3 h et avec un mini compteur Geiger-Muller GM₂ FWT (diamètre extérieur 0,6 cm). Dans tous les cas, les périodes apparentes mesurées sont de 70 min. Au contact d'un bloc d'acier irradié dans le faisceau, le débit de dose est de 5,5 mGy/h. Il est de 0,8 mGy/h au niveau de la partie distale de l'insert et 10 fois plus élevé au niveau de la partie proximale. Les résultats sont donnés pour la fin de l'irradiation. Les débits de dose diminuent rapidement en fonction de la distance (fig. 4). Les principaux radionucléides identifiés par analyse d'un échantillon d'acier irradié sont reportés dans le tableau IV. L'absence du cache en plomb sous la cible conduirait à un débit de dose 4 fois plus élevé sous l'ensemble de collimation.

NOTES

Fig. 4. – Activation radioinduite des différentes structures de l'ensemble de collimation après une irradiation de 3 h. Les débits de dose sont exprimés en mGy.h⁻¹.

TABLEAU IV

Principaux radionucléides identifiés pour l'acier (courtes périodes)

Radionucléide	Période	Réaction nucléaire
⁵³ Fe	8,5 min	⁵⁴ Fe (n,2n)
⁵⁶ Mn	155 min	⁵⁶ Fe (n,p)
⁵² V	3,8 min	⁵⁵ Mn (n,p)

V. CONCLUSIONS

Dans le domaine de la radioprotection des personnels, l'analyse des différents résultats indique que les installations de l'Unité de neutronthérapie d'Orléans n'imposent pas de modalités ou de contraintes particulières d'utilisation thérapeutique du faisceau de neutrons rapides. Ces conclusions sont confirmées par les résultats des dosimétries individuelles de contrôle.

Fig. 5. — Dosifilms poitrine :
moyenne par agent
et par poste de travail
des équivalents de dose annuels.

Le niveau d'équivalent de dose annuel pour chacun des personnels du Service de radiothérapie est, quelle que soit sa fonction, largement inférieur aux limites légales. Les équivalents de dose reportés pour les personnels affectés à l'Unité de neutronthérapie sont inférieurs à ceux reportés pour les personnels de l'Unité de curiethérapie. Ils sont aussi inférieurs aux résultats notés dans d'autres centres de neutronthérapie [3, 13]. Le diagramme de la figure 5 montre que les personnels les plus exposés autour de l'installation d'Orléans sont les personnels techniques du CNRS en charge de l'accélérateur et de ses installations périphériques.

REMERCIEMENTS

Les auteurs remercient M. JOFFRE pour ses commentaires du manuscrit.

Ces travaux ont bénéficié du support financier du Centre d'études et de recherches par irradiation du CNRS.

RÉFÉRENCES

- [1] BOOZ J., EDWARDS A.A., HARRISON K.G., Eds. — Microdosimetric counters in radiation protection, Homburg, 15-17 May 1984, *Radiat. Prot. Dos.*, 1984, 9, (3), 137-253.
- [2] BROERSE J.J., MIJNHEER B.J., WILLIAMS R.J. — European protocol for neutron dosimetry for external beam therapy. *Br. J. Radiol.*, 1981, 54, 882-898.
- [3] EENMAA J., WOOTTON P., RISLER R. — Technologist' exposures and radiation protection aspects of the clinical neutron therapy facility in Seattle. *Br. J. Radiol.*, 1987, 60 (711) 310.
- [4] HARTMANN G., MENZEL H.G., SCLUHMACHER H. — Different approaches to determine effective quality factors and dose equivalent using the Rossi counter. In: 4th Symposium on neutron dosimetry (EUR-7448). Luxembourg: Commission of the European Communities, 1981, 225-236.
- [5] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (ICRP) — Data for protection against ionizing radiation from external sources (ICRP publication 21, Suppl. to Publication 15). Oxford: Pergamon press, 1977.
- [6] JOURNAL OFFICIEL DE LA RÉPUBLIQUE FRANÇAISE — Décret n° 86-1103 du 2 octobre 1986. *JORF*, 12 octobre 1986 et décret n° 88-521 du 18 avril 1988. *JORF*, 6 mai 1988.
- [7] MENZEL H.G. — Practical implementation of microdosimetric counters in radiation protection. In: 5th Symposium on neutron dosimetry Neuherberg, 17-21 Sept. 1984 (EUR - 9762). Luxembourg: Commission of the European communities, 1985, 287-307.
- [8] PIHET P., MENZEL H.G., KUNZ A., SABATTIER R., BRETEAU N., WAMBERSIE A. — Microdosimetric measurements in phantom for p(34)+Be neutron therapy beams at the Orléans cyclotron. *Proc. EORTC Heavy particle therapy group meeting. SIN Medical Newsletter*, 1987, 9, 35-39.
- [9] PILTINGSRUD H.V., GELS G.L. — An evaluation of the external radiation exposure dosimetry and calculation of maximum permissible concentration values for air-bone materials containing ^{18}F , ^{15}O , ^{13}N , ^{11}C and ^{133}Xe . *Health Phys.* 1985, 49, (5) 805-824.
- [10] SABATTIER R., BRETEAU N. — Beam shaping device for neutrontherapy in Orleans. In: 5th Symposium on Neutron dosimetry, Neuherberg, 17-21 Sept. 1984 (EUR-9762). Luxembourg: Commission of the European communities, 1985, 1037-1046.
- [11] SABATTIER R., DESTEMBERT B., BRETEAU N. — Technical status report of the Orleans neutrontherapy facility. *Strahlentherapie*, à paraître.
- [12] SABATTIER R., GOIN G., LE POLOTEC L., BRETEAU N. — A new beryllium target for the Orleans neutrontherapy facility. 10th Int. Conference on Cyclotrons and their applications. (84 CH 1996-3). New-York: IEEE, 1984, 483-485.
- [13] VYNCKIER S., PIHET P., MEULDERS J.P., RICHARD F., WAMBERSIE A. — Radiation protection at the Neutrontherapy facility at Louvain La Neuve. *Ann. Assoc. belge Radioprot.*, 1987, 10, 303.
- [14] VYNCKIER S., SABATTIER R., KUNZ A., MENZEL H.G., WAMBERSIE A. — Determination of the dose equivalent and the quality factor in the environment of clinical neutron beams. *Radiat. Prot Dos.* 1988, 23 (1/4) 471-474.
- [15] YAMAGUCHI C. — MPC calculation for the radionuclides produced during accelerator operation. *Health Phys.*, 1975, 29, 393-397.