ARTICLE

Estimation personnalisée de la dose après totalisation isotopique par l' ^{131}I chez un patient présentant un goitre endothoracique résiduel

A. Desbrée^{1*}, M. Guyot², M. Ricard³, D. Franck¹, B. Aubert⁴ et C. Challeton-de Vathaire¹

¹ IRSN, Laboratoire d'Évaluation de la Dose Interne, 31 avenue de la Division Leclerc, 92260 Fontenay-aux-Roses, France.

² C.H.U Hôpitaux de Bordeaux, Groupe Hospitalier Sud, Service de médecine nucléaire, avenue de Magellan, 33604 Pessac Cedex, France.

³ Institut Gustave Roussy, Service de Physique, 94805 Villejuif, France.

⁴ IRSN, Unité d'Expertise en radioprotection Médicale, 31 avenue de la Division Leclerc, 92260 Fontenay-aux-Roses, France.

Reçu le 10 juin 2014 – Accepté le 17 septembre 2014

Résumé – Chez un patient ayant reçu 3,7 GBq d' ^{131}I après thyroïdectomie totale pour un carcinome papillaire, la mesure du débit de dose à 1 m, réalisée de façon systématique 3 jours après le traitement, a montré une valeur anormalement élevée. Une scintigraphie et une Tomographie d'Émission MonoPhotonique associée à une Tomodensitométrie (TEMP/TDM) ont alors été réalisées et ont montré une fixation importante de l'iode au niveau médiastinal antérieur due à la présence d'un goitre endothoracique résiduel. Compte tenu de la proximité entre ce goitre iodofixant et les tissus avoisinants, les doses reçues par les organes à risque les plus proches, notamment le cœur, ont été évaluées. Cette évaluation a été réalisée, dans un premier temps, avec le logiciel OLINDA/EXM, couramment utilisé en médecine nucléaire. Des doses plus personnalisées ont ensuite été calculées à l'aide du logiciel OEDIPE associé au code Monte Carlo MCNPX. Les calculs effectués avec le logiciel OLINDA/EXM ont permis d'évaluer la dose moyenne absorbée au cœur à environ 2 Gy avec une fixation de 56 % de l'activité administrée. Dans un second temps, l'utilisation du logiciel OEDIPE a permis de prendre en compte la géométrie spécifique du patient ainsi que la répartition de la fixation d'iode au niveau médiastinal et de déterminer une dose absorbée moyenne d'environ 1 Gy au cœur. Ainsi, l'utilisation d'un fantôme voxelisé, basé sur les images TDM du patient, associé à un calcul Monte Carlo direct a permis d'optimiser le calcul des doses absorbées au cœur par rapport à l'utilisation d'un fantôme anthropomorphe standard.

Abstract – **Personalised assessment of the dose following radioiodine remnant ablation for a patient presenting a residual intrathoracic goitre.** A patient treated with 3.7 GBq of ^{131}I after thyroidectomy for a papillary carcinoma presented, three days after iodine administration, an unusually elevated dose rate at 1 m. Scintigraphy and Single Photon Emission Computed Tomography coupled with Computed Tomography (SPECT/CT) were performed and showed a significant iodine uptake at the anterior mediastinal level due to the presence of a residual intrathoracic goitre. The proximity between this iodofixant goitre and the surrounding tissues prompted dose estimations to local organs at risk, in particular the heart. Dosimetric estimations were initially performed with OLINDA/EXM software, commonly used in nuclear medicine. More personalised doses were then calculated using the OEDIPE software associated with the Monte Carlo code MCNPX. Calculations with the OLINDA/EXM software enabled a first assessment of the mean absorbed dose to the heart, estimated at about 2 Gy for an uptake of 56% of the administered activity. In a second step, the use of the OEDIPE software allowed us to take into account the specific geometry of the patient as well as the distribution of iodine uptake at a mediastinal level and to determine a mean absorbed dose of approximately 1 Gy to the heart. Thus, the use of a voxelised phantom based on CT images of the patient, associated with direct Monte Carlo calculations, enabled us to improve the calculation of the absorbed doses to the heart compared with the use of a standard anthropomorphic phantom.

Keywords: OEDIPE / OLINDA/EXM / dose assessment / nuclear medicine / radioiodine

* aurelie.desbree@irsn.fr

1 Introduction

Un patient de 60 ans, ayant pour principal antécédent une pathologie cardiaque entraînant le port d'un défibrillateur, présentait un goître formé de multiples nodules dont l'évolution avait justifié une thyroïdectomie totale. Celle-ci a fait découvrir un carcinome papillaire de 4 cm, justifiant une totalisation isotopique.

Le traitement a consisté à administrer une activité de 3,7 GBq d' ^{131}I , sous Thyrogen[®]. Trois jours après l'administration d' ^{131}I , le débit de dose mesuré à 1 m était de 90 $\mu\text{Sv/h}$ ¹. En comparaison, l'ordre de grandeur théorique du débit de dose à 1 m d'un patient 72 h après administration d' ^{131}I lors de sa sortie du service de médecine nucléaire pour une activité équivalente est de 26 $\mu\text{Sv/h}$ en prenant en compte uniquement la période physique (Aubert et Chatal, 2006). Le patient a donc été maintenu en chambre protégée. Sept jours après l'administration d' ^{131}I , le débit de dose à 1 m était encore de 41,5 $\mu\text{Sv/h}$. Une scintigraphie et une TEMP/TDM ont été réalisées. Ces examens ont montré la présence de tissus iodofixants au niveau médiastinal antérieur faisant évoquer un goître endothoracique résiduel (Fig. 1). En dehors des fixations au niveau du médiastin, aucune fixation importante n'a été décelée par la scintigraphie corps-entier (Fig. 2); en particulier il n'existait pas de fixation significative au niveau cervical, en accord avec l'échographie post-opératoire qui n'avait pas retrouvé de reliquats thyroïdiens.

Huit jours après l'administration d' ^{131}I , le débit de dose à 1 m était de 40 $\mu\text{Sv/h}$. La sortie de chambre protégée a été autorisée, accompagnée des conseils de radioprotection adaptés. Un scanner thoracique effectué seize jours après l'administration d' ^{131}I a confirmé la présence de deux volumineuses formations tissulaires développées aux dépens du médiastin antérieur et supérieur situées en regard du tissu iodofixant repéré en scintigraphie. Une consultation en cardiologie a permis de vérifier le bon fonctionnement du défibrillateur et de s'assurer de la stabilité de l'état cardio-vasculaire. Le débit de dose à 1 m était alors de 8,2 $\mu\text{Sv/h}$.

Parallèlement, afin d'évaluer un éventuel risque cardiaque compte tenu de la proximité entre les formations iodofixantes et le cœur, les doses reçues par les organes à risque de ce patient ont été évaluées. Cet article décrit les méthodes employées pour déterminer les doses absorbées moyennes obtenues. Dans un premier temps, une estimation dosimétrique de première intention a été effectuée avec le logiciel OLINDA/EXM. Cette évaluation relativement rapide est néanmoins restreinte à l'utilisation d'un fantôme mathématique standard qui ne permet pas de localiser spécifiquement la source. Ainsi, dans un second temps, une dosimétrie plus personnalisée a été réalisée à l'aide du logiciel OEDIPE.

2 Matériel et méthodes

2.1 Formalisme de la dosimétrie interne en médecine nucléaire

Les calculs de doses sont basés sur le formalisme du Medical Internal Radiation Dose committee (Bolch *et al.*, 2009).

¹ Les mesures de débit de dose ont été réalisées avec un Berthold LB 123 muni d'une sonde 4 pi.

Suite à l'administration d'un radiopharmaceutique, la dose absorbée moyenne $D(r_T, T_D)$ à la région cible r_T intégrée sur une période T_D est donnée par l'équation (1).

$$D(r_T, T_D) = \sum_{r_S} \tilde{A}(r_S, T_D) S(r_T \leftarrow r_S) \quad (1)$$

où $\tilde{A}(r_S, T_D)$ est l'activité cumulée (ou le nombre de transformations nucléaires) ayant lieu dans la région source r_S pendant la période T_D (prise comme infinie dans le cas où le radionucléide a une période radioactive relativement courte) et le facteur $S(r_T \leftarrow r_S)$ est la dose à l'organe cible par unité d'activité cumulée dans l'organe source dépendant du radionucléide et de la géométrie utilisés.

2.2 Estimation dosimétrique effectuée avec le logiciel OLINDA/EXM

Le logiciel OLINDA/EXM 1.1 (Université Vanderbilt, Nashville, Tennessee) est un logiciel dédié au calcul de dose en médecine nucléaire et bien argumenté dans la littérature (Stabin *et al.*, 2005). Son utilisation a été approuvée par la Food and Drug Administration pour le calcul de dose absorbée aux organes radiosensibles dans le cadre de la radioprotection de populations de patients. Il est basé sur l'utilisation de facteurs S pré-tabulés pour les précédents fantômes mathématiques de référence de la CIPR (Cristy et Eckerman, 1987). Cet outil permet d'obtenir une première estimation dosimétrique relativement rapide afin de connaître les ordres de grandeur des doses engendrées.

Les paramètres renseignés dans le logiciel OLINDA/EXM pour cette étude correspondent à l' ^{131}I pour le radionucléide et au modèle de l'homme adulte. La région iodofixante est assimilée au thymus, organe le plus proche de la source émettrice supposée (Fig. 3). En effet, pour évaluer la dose aux organes cibles, le logiciel ne peut prendre en compte comme source que les organes définis dans le modèle. Pour le module concernant la biocinétique, le temps de résidence doit être indiqué.

Ce temps de résidence T peut être déduit de la période effective T_{eff} selon la formule $T = T_{\text{eff}} / \ln 2$. Pour déterminer la période effective, la courbe décrivant les données de débit de dose à 1 m en fonction du temps a été ajustée en supposant une simple exponentielle décroissante. L'équation (2) est alors obtenue :

$$\dot{D} = \dot{D}_0 e^{-\frac{\ln 2}{T_{\text{eff}}} t} \quad (2)$$

où $\dot{D}$ est le débit de dose à 1 m en $\mu\text{Sv/h}$, $\dot{D}_0$ est le débit de dose à 1 m initial et t le temps en heures.

2.3 Calcul personnalisé avec le logiciel OEDIPE

Le calcul de dose personnalisé a été réalisé à l'aide du logiciel OEDIPE version 2 (Petitguillaume *et al.*, 2014a, 2014b), développé au laboratoire d'Evaluation de la Dose Interne (IRSN, France). Ce logiciel permet d'obtenir des doses absorbées à partir de l'anatomie spécifique au patient, de répartir l'activité dans les régions souhaitées et d'obtenir la dose aux organes d'intérêt. Les calculs de dépôt d'énergie sont effectués avec le code Monte Carlo MCNPX (Pelowitz, 2008) qui

Fig. 1. Images TEMP/TDM montrant une fixation d' ^{131}I au niveau du médiastin, mesurant dans son grand axe 51 mm pour la formation inférieure (A) et 44 mm pour la formation supérieure (B).
SPECT/CT images showing ^{131}I uptake in the mediastinum, measured to be 51 mm along the long axis for the inferior formation (A) and 44 mm along the long axis for the superior formation (B).

Fig. 2. Images corps entier montrant une fixation importante d' ^{131}I au niveau du médiastin et négligeable pour les organes périphériques (des contours ont été ajoutés en bleu afin de délimiter le corps du patient).

SPECT/CT images showing a significant ^{131}I uptake in the mediastinum and negligible uptake in peripheral organs (contours in blue were added to delineate the body of the patient).

permet de simuler l'ensemble des interactions rayonnement-matière, y compris celles des électrons. La méthodologie comprend plusieurs étapes :

- segmentation des organes sources et cibles pouvant influencer le parcours des particules dans la matière ;
- création d'un fantôme voxelisé du patient ;
- détermination de la densité et composition élémentaire des différents tissus ;
- définition de la répartition de la source d' ^{131}I ;

Fig. 3. Visualisation de l'emplacement du thymus dans le fantôme mathématique de référence de la CIPR utilisé par le logiciel OLINDA/EXM.

Visualisation of the location of the thymus in the ICRP reference mathematical phantom used in the OLINDA/EXM software.

- création automatique du fichier d'entrée au code de calcul MCNPX et simulation ;
- traitement du fichier de sortie MCNPX et calcul de la dose absorbée moyenne aux organes.

Fig. 4. Schéma général de fonctionnement du logiciel OEDIPE présentant les différentes étapes à effectuer pour obtenir la dose absorbée moyenne aux organes.

General diagram of the OEDIPE software showing the different features required to obtain the mean absorbed dose to organs.

Le principe général de fonctionnement du logiciel OEDIPE est présenté sur la figure 4. Les différentes étapes sont détaillées ci-dessous.

Segmentation

La segmentation a été effectuée à l'aide du module IMaGo du logiciel Isogray (Dosisoft, Cachan, France) sur les images diagnostiques de scanner réalisées 16 jours après l'administration d' ^{131}I sur un appareil SIEMENS DEFINITION.

Les régions segmentées sont au nombre de dix :

- les deux formations de tissu thyroïdien fixant l'iode (régions sources) ;
- le contenu du cœur (correspondant au cœur sans la paroi) et la paroi du cœur (région cible). Une épaisseur de 5 mm pour la paroi du cœur a été segmentée automatiquement. Cette valeur est une moyenne des valeurs de référence (Cristy et Eckerman, 1987) ;
- les structures osseuses et le défibrillateur. Ces régions ont une densité plus importante que celle des tissus mous ;
- la moelle épinière qui peut être segmentée automatiquement et qui a une densité différente par rapport aux os des vertèbres ;
- les poumons gauche et droit dont la densité est faible par rapport aux tissus mous ;
- le reste des tissus.

Des captures d'écran des régions segmentées sont présentées sur la figure 5.

Création du fantôme voxelisé

À partir de la segmentation Isogray, le logiciel OEDIPE crée automatiquement un fantôme voxelisé spécifique au patient. Ce dernier comprend $485 \times 404 \times 418$ voxels d'une résolution de $0,75 \times 0,75 \times 0,70$ mm de côté. Le fantôme voxelisé spécifique au patient est présenté sur la figure 6.

Quatre matériaux de densités différentes ont été définis : l'air, les tissus mous, les os et les poumons. Leur densité et composition élémentaire sont tirées du rapport ORNL/TM-8381 de Cristy et Eckerman (1987). Les densités ainsi que les tissus associés sont donnés dans le tableau 1 ainsi que les volumes et masses des différentes régions du fantôme voxelisé du patient.

Définition de la répartition de la source d' ^{131}I

La source a été répartie de façon homogène dans les 2 régions iodofixantes, proportionnellement à leurs masses. Les données du spectre en énergie de l' ^{131}I sont issues de la publication 107 de la CIPR (ICRP, 2008).

Création automatique d'un fichier d'entrée au code de calcul MCNPX et simulation

Le fichier d'entrée au code de calcul Monte Carlo MCNPX est écrit automatiquement par le logiciel OEDIPE. L'énergie

Fig. 5. Visualisation des segmentations effectuées avec le logiciel Isogray en vue transverse (A), frontale (B), sagittale (C) et 3D (D) dont le contenu et la paroi du cœur, les fixations supérieure (E) et inférieure (F).

Visualisation of the segmentations performed with the Isogray software for transverse (A), coronal (B), sagittal (C) and 3D (D) views including heart contents and wall, superior (E) and inferior (F) fixations.

Fig. 6. Création du fantôme voxelisé spécifique au patient à l'aide du logiciel OEDIPE.
Creation of the patient-specific voxelised phantom using the OEDIPE software.

Tableau 1. Volumes et masses des régions segmentées du fantôme voxelisé du patient.

Volumes and weights of the segmented regions of the patient's voxelised phantom.

Régions	Densité	Volume (cm ³)	Masse (g)
Poumon gauche	0,296	1478	437
Poumon droit	0,296	1935	573
Paroi du cœur	1,04	171	178
Squelette	1,4	1419	1987
Moelle osseuse	1,04	29	30
Fixation inférieure	1,04	44	45
Fixation supérieure	1,04	16	17
Défibrillateur	1,4	43	60
Contenu du cœur	1,04	943	980
Reste des tissus compris dans le thorax	1,04	13728	14277

de coupure est laissée à celle par défaut et fixée à 1 keV. Pour les électrons, l'algorithme ITS est utilisé pour la simulation du straggling. Les particules secondaires sont prises en compte dans la simulation. Vingt millions d'histoires ont été générées afin d'obtenir une incertitude statistique inférieure à 5 % pour les régions cibles. La simulation est effectuée avec la version 2.6f de MCNPX.

Dose absorbée moyenne aux organes

Le fichier de sortie MCNPX est traité par le logiciel OEDIPE. Ce dernier fournit la dose absorbée moyenne aux organes segmentés normalisée à un événement, en mGy/MBq.s. Cette valeur est ensuite multipliée par l'activité cumulée $\tilde{A}$ donnée par l'équation (3) :

$$\tilde{A} = \frac{T_{eff} \cdot A_0}{\ln 2} \text{ [MBq.s]}. \quad (3)$$

Celle-ci dépend donc de l'activité initiale A_0 présente dans les régions iodofixantes.

3 Résultats

3.1 Estimation de la période effective et de l'activité initiale fixée sur le goître endothoracique

La figure 7 présente la courbe décrivant les données de débit de dose à 1 m en fonction du temps. Les valeurs des paramètres $\dot{D}_0$ et $\ln 2/T_{eff}$ de l'équation (2) sont respectivement de 159,3 $\mu\text{Sv/h}$ et 0,0075 h^{-1} .

La période effective T_{eff} , déduite de ces paramètres, est égale à 92,4 heures. Le temps de résidence est évalué à 131,6 heures.

L'activité initiale fixée sur les formations médiastinales peut être estimée à partir du débit d'exposition à 1 m pour une source de 1 MBq qui est de $7,65 \cdot 10^{-2} \mu\text{Sv/h}$ pour l'¹³¹I (Delacroix *et al.*, 2004 ; Aubert et Chatal, 2006). Sachant que le paramètre $\dot{D}_0$ de l'équation (2) correspond au débit de dose à 1 m évalué pour le jour J0, l'activité fixée au niveau des lésions correspond alors à 2,08 GBq (56 % de l'activité administrée).

Fig. 7. Ajustement par une exponentielle décroissante de la courbe décrivant les données de débit de dose à 1 m en fonction du temps. Decreasing exponential fit of the 1 m dose rate data as a function of time.

Tableau 2. Doses moyennes absorbées aux différentes régions segmentées du fantôme spécifique proches des lésions au patient.

Mean absorbed doses to the different segmented regions of the patient-specific phantom close to the lesions.

Régions	Doses absorbées moyennes (en Gy)
Paroi du cœur	1,0
Contenu du cœur	1,1
Poumon gauche	1,8
Poumon droit	1,5
Structures osseuses	1,5
Moelle épinière	0,8

3.2 Estimation dosimétrique effectuée avec le logiciel OLINDA/EXM

Sur la base des paramètres obtenus, OLINDA/EXM fournit une dose absorbée par unité d'activité à la paroi du cœur de $9,38 \times 10^{-1} \text{ mGy/MBq}$.

La dose moyenne absorbée à la paroi du cœur évaluée avec le logiciel OLINDA/EXM est alors de 2,0 Gy pour une activité initiale de 2,08 GBq. Par comparaison, si l'hypothèse la plus pénalisante est retenue, considérant que la totalité de l'activité administrée au patient (3,7 GBq) était fixée par le goître endothoracique, la dose moyenne absorbée à la paroi du cœur serait alors de 3,5 Gy.

3.3 Calcul personnalisé avec le logiciel OEDIPE

Pour une activité initiale fixée au niveau du goître estimée à 2,08 GBq à partir du débit de dose à 1 m évalué au jour J0, les doses absorbées moyennes aux différents tissus sont données dans le tableau 2. La dose moyenne absorbée à la paroi du cœur obtenue avec le logiciel OEDIPE est de 1,0 Gy. Par comparaison, si l'activité administrée est supposée fixée dans sa totalité, la dose à la paroi du cœur serait de 1,7 Gy.

4 Discussion et conclusion

Dans le cadre de cette étude, l'utilisation du logiciel OLINDA/EXM a permis de faire une première estimation rapide de la dose moyenne absorbée au cœur. En effet, les facteurs *S* étant pré-tabulés, le calcul de dose peut être effectué en quelques minutes. Cependant, cette méthode présente un certain nombre de limitations. Tout d'abord, les régions iodofixantes ne peuvent pas être spécifiées directement. C'est pourquoi ces dernières ont été assimilées au thymus. De plus, l'anatomie du patient est modélisée par un fantôme mathématique représentant l'homme de référence de la CIPR dont les caractéristiques correspondent à une morphologie standard moyennée à partir des données de la population européenne et nord-américaine (ICRP, 2002). La géométrie, définie par des équations mathématiques, est plus ou moins réaliste (Hadid *et al.*, 2010), et ne prend donc pas en compte les spécificités anatomiques du patient.

L'utilisation dans un second temps du logiciel OEDIPE a permis une approche plus personnalisée du calcul de dose, même si certaines incertitudes persistent, liées à la méthode de calcul Monte Carlo tels que la segmentation ou le choix des densités (Stabin, 2008 ; Hadid *et al.*, 2013). La dose moyenne absorbée au cœur a été évaluée à 1,0 Gy pour une fixation estimée à 56 % de l'activité administrée. Cette dose à la paroi du cœur, évaluée avec le logiciel OEDIPE, est deux fois plus faible que celle avec OLINDA/EXM. Cette différence est notamment due à la géométrie de la modélisation. En effet, dans le cas du logiciel OLINDA/EXM, le thymus est assez proche du cœur (Fig. 3) qui, de ce fait, reçoit plus d'énergie que pour une fixation d'activité plus éloignée. Ainsi, bien que le temps nécessaire à l'évaluation dosimétrique soit plus long (quelques heures en incluant la partie segmentation), l'outil OEDIPE permet de réaliser des calculs de dose spécifiques au patient suite à des reconstitutions d'exposition et peut s'adapter à des situations cliniques réelles dès lors que les données biologiques susceptibles de lui être fournies sont robustes.

Par ailleurs, pour être complet, les doses liées au scanner de la TEMP et au scanner diagnostique thorax et cou devraient être ajoutées à la dose au cœur liée à l'injection d' ^{131}I . Cette dernière est de l'ordre de 20 à 30 mGy pour les organes situés dans la zone explorée telle que le cœur (IRSN, 2010). Néanmoins, compte tenu des incertitudes sur l'activité, cette contribution est secondaire.

Références

- Aubert B., Chatal J.F. (2006) Radioprotection associée aux nouvelles évolutions, diagnostiques et thérapeutiques, en médecine nucléaire, *Radioprotection* **41** (1), 33-50.
- Bolch W.E. *et al.* (2009) MIRD Pamphlet No.21: A generalized schema for radiopharmaceutical dosimetry - Standardization of nomenclature, *J. Nucl. Med.* **50** (3), 477-484.
- Cristy M., Eckerman K.F. (1987) Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. Report ORNL/TM-8381.
- Delacroix D., Guerre J.P., Leblanc P. (2004) *Guide pratique Radioprotection & Radionucléides*. EDP Sciences, Les Ulis.
- Hadid L. *et al.* (2010) Application of the ICRP/ICRU reference computational phantoms to internal dosimetry: calculation of specific absorbed fractions of energy for photons and electrons, *Phys. Med. Biol.* **55** (13), 3631-3641.
- Hadid L. *et al.* (2013) Evaluation of absorbed and effective doses to patients from radiopharmaceuticals using the ICRP 110 reference computational phantoms and ICRP 103 formulation, *Radiat. Prot. Dosim.* **156** (2), 141-59.
- ICRP Publication 107 (2008) Nuclear decay data for dosimetric calculations, *Ann. ICRP* **38**. Elsevier.
- ICRP Publication 89 (2002) Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values, *Ann. ICRP* **32**. Pergamon Press.
- IRSN (2010) Doses délivrées aux patients en scanographie et en radiologie conventionnelle – Résultats d'une enquête multicentrique en secteur public, Rapport DRPH/SER n° 2010-12.
- Pelowitz D.B. (2008) MCNPX user's manual version 2.6.0. Report LA-CP-05-0369. Los Alamos National Laboratory.
- Petitguillaume A. *et al.* (2014a) Three-dimensional personalized Monte Carlo dosimetry in ^{90}Y resin microspheres therapy of hepatic metastases: nontumoral liver and lungs radiation protection considerations and treatment planning optimization, *J. Nucl. Med.* **55** (3), 405-413.
- Petitguillaume A. *et al.* (2014b) OEDIPE, a software for personalized Monte Carlo dosimetry and treatment planning optimization in nuclear medicine: absorbed dose and biological effective dose considerations, *Radioprotection* **49** (4), 275-281.
- Stabin M.G., Sparks R.B., Crowe E. (2005) OLINDA/EXM: the second-generation personal computer software for internal dose assessment in nuclear medicine, *J. Nucl. Med.* **46** (6), 1023-1027.
- Stabin M.G. (2008) Uncertainties in internal dose calculations for radiopharmaceuticals, *J. Nucl. Med.* **49** (5), 853-860.

Cite this article as: A. Desbrée, M. Guyot, M. Ricard, D. Franck, B. Aubert, C. Challeton-de Vathaire. Estimation personnalisée de la dose après totalisation isotopique par ^{131}I chez un patient présentant un goitre endothoracique résiduel. *Radioprotection* 50(1), 11-17 (2015).