



SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE

DOSIMÉTRIE DES EXPLORATIONS DIAGNOSTIQUES EN MÉDECINE NUCLÉAIRE Addendum au rapport SFPM n°19-2001

Rapport S.F.P.M. n° 33

Juin 2017

**Société Française de Physique Médicale
Centre Antoine Béclère 45, rue des Saints Pères F-75270 Paris VI
www.sfpm.fr**

Auteurs du groupe de travail

Corinne MILLARDET	Centre Jean Perrin, Clermont-Ferrand
Marie-Joséphine WARYN	CHU Avicenne, AP-HP, Paris
Jean-Noël BADEL	Centre Léon Bérard, Lyon
Antoine MARTINEAU	CHU Saint-Louis, AP-HP, Paris
Jean-Marc VRIGNEAUD, coordinateur	Centre Georges-François Leclerc, Dijon

Relecteurs

Corinne BARRAU	CHU Nîmes
Bardia FARMAN	CHU La Timone, Marseille
Francis BOUCHET	CHU Angers
Sébastien HAPDEY	Centre Henri Becquerel, Rouen

TABLE DES MATIÈRES

Avant-propos.....	4
Contexte.....	5
1. L'évolution du système de référence en dosimétrie interne.....	6
1.1. Les données requises pour le calcul dosimétrique.....	6
1.2. Les modèles utilisés pour le calcul dosimétrique.....	8
1.3. Le calcul de la dose efficace selon la CIPR 103.....	10
2. Les données dosimétriques actuelles.....	13
2.1. Les données issues des rapports de la CIPR.....	13
2.2. Le cas des traceurs TEP.....	14
2.3. Le cas des ganglions sentinelles.....	16
2.4. Les futures données dosimétriques.....	16
3. Les données sur les nouveau-nés et sur le fœtus.....	17
4. Les recommandations sur l'allaitement.....	19
4.1. Principe.....	19
4.2. Dose efficace cumulée consécutive à l'ingestion par le nourrisson du lait maternel contaminé par le MRP.....	20
4.3. Estimation de la dose efficace cumulée consécutive à l'irradiation du nourrisson lors de l'allaitement.....	21
4.4. Temps de restriction finaux.....	21
5. L'activité administrée en médecine nucléaire.....	23
5.1. État des lieux des recommandations.....	23
5.2. Le cas de la TEP.....	25
6. L'activité administrée en pédiatrie.....	26
6.1. Les activités pédiatriques en médecine nucléaire.....	26
6.2. Le cas de la TEP en pédiatrie.....	28
7. La dosimétrie scanner en médecine nucléaire.....	29
7.1. Quelques exemples en imagerie hybride.....	30
7.2. Le cas de la pédiatrie.....	31
Remerciements.....	32
Références.....	33
ANNEXES.....	40
ANNEXE 1.....	41
ANNEXE 2.....	49
ANNEXE 3.....	64
ANNEXE 4.....	65
ANNEXE 5.....	66
ANNEXE 6.....	73
ANNEXE 7.....	74
ANNEXE 8.....	76
RAPPORTS SFPM PRECEDEMMENT PARUS.....	78

Avant-propos

Le travail présenté dans ce document s'inscrit dans une démarche nécessaire d'actualisation du rapport n°19 de la Société Française de Physique Médicale (SFPM) édité en 2001. Le travail réalisé par les auteurs est à la hauteur des attentes des professionnels travaillant en médecine nucléaire. Il montre de façon claire les *évolutions méthodologiques* survenues depuis les années 2000 pour estimer les doses absorbées de rayonnements dans un contexte d'une procédure diagnostique en médecine nucléaire.

Le travail n'aurait pas été complet sans la prise en compte de *l'évolution technologique* amenée par les machines hybrides TEMP/TDM et son impact dosimétrique lors des procédures diagnostiques de médecine nucléaire.

Le conseil scientifique de la SFPM souligne particulièrement l'importance et la qualité du travail réalisé et remercie tous les intervenants ayant participé à la genèse de ce document.

Le conseil scientifique de la SFPM.

- Marie-Claude Biston
- Sophie Chiavassa
- Ludovic Ferrer
- Joel Greffier
- Lama Hadid-Beurrier
- Philippe Meyer
- Luc Simon (coordinateur)

Contexte

Ce document a pour objectif d'aider les professionnels impliqués en médecine nucléaire dans l'estimation des doses délivrées aux patients, après administration d'un médicament radiopharmaceutique (MRP) à visée diagnostique. Il offre un complément d'informations au rapport SFPM n°19-2001 [1]. Il a été conçu par les membres du GT comme un **Addendum**. Il concerne uniquement la dosimétrie des **explorations diagnostiques** en médecine nucléaire et ne se substitue pas au rapport SFPM n°19-2001. En effet, un certain nombre de données dosimétriques est actuellement en cours de production pour permettre une révision complète des estimations de dose diagnostique en médecine nucléaire selon les dernières recommandations 2007 de la CIPR 103 (Commission Internationale de Protection Radiologique [2]).

Dans le rapport SFPM n°19-2001, la compilation des données dosimétriques pour de nombreux MRP est issue principalement des **rapports de la CIPR 53 et 80** [3, 4]. En effet, les coefficients de dose absorbée par unité d'activité administrée qui en sont issus, sont généralement considérés comme des données de référence au niveau international. Les doses efficaces présentées dans le rapport SFPM n°19-2001, avaient, quant à elles, été recalculées selon la méthodologie du rapport 60 de la CIPR [5] datant de 1991. Depuis 2001, un certain nombre d'évolutions est apparu :

- Le rapport 106 de la CIPR (2008) est venu compléter les données dosimétriques des rapports 53 et 80 [6] *en tant que troisième addendum de la publication 53*. Un quatrième addendum a ensuite été accessible sur le site web de la CIPR [7]. La publication 128 de la CIPR consolide et complète l'ensemble des données disponibles à ce jour [8] ;
- Les modèles mathématiques de représentation de l'être humain ont été remplacés par des modèles numériques voxelisés (2009) [9]. Les représentations mathématiques d'organes internes ont également évolué (comme par exemple, la représentation du tube digestif en 2006 [10]) ;
- Les données physiques de base requises pour les calculs dosimétriques ont été mises à jour dans le rapport 107 de la CIPR (2008) [11]. Les fractions absorbées spécifiques (voir section 1.1) nécessaires aux calculs de dosimétrie interne avec les nouveaux modèles de représentation de l'être humain sont en cours de révision au niveau de la CIPR [12] ;
- Les recommandations 2007 de la CIPR 103 rendent obsolètes les recommandations du rapport 60 de la CIPR et changent la méthode de calcul de la dose efficace [2].

Ces évolutions ont motivé la mise à jour du rapport SFPM n°19-2001. Néanmoins, elles ne permettent pas une présentation des données dosimétriques selon les nouvelles recommandations 2007 de la CIPR. En effet, la CIPR a entamé ces dernières années une modification complète du système de référence utilisé pour les calculs de dosimétrie interne en médecine nucléaire, ce qui nous place actuellement dans une période de transition. Ces éléments sont discutés dans les paragraphes 1 et 2. Les paragraphes 3 et 4 mettent à jour les données du rapport SFPM n°19-2001 en ce qui concerne la dosimétrie des nouveau-nés et les recommandations sur l'allaitement.

Ce document collige également un certain nombre d'informations utiles pour les professionnels de santé en médecine nucléaire. Le paragraphe 5 donne un aperçu des recommandations d'activité administrée pour les principaux examens de médecine nucléaire. Le paragraphe 6 traite des

recommandations actuelles sur l'activité à administrer en pédiatrie. Enfin, le paragraphe 7 donne des exemples d'expositions dues au scanner utilisé dans le cadre des examens de médecine nucléaire.

1. L'évolution du système de référence en dosimétrie interne

1.1. Les données requises pour le calcul dosimétrique

Dans le domaine de la dosimétrie interne des MRP, le système dosimétrique le plus communément répandu pour le calcul de la dose absorbée aux organes est celui développé par le comité MIRD (*Medical Internal Radiation Dose*) [13, 14].

Dans ce système, la dose moyenne absorbée D_T par un organe ou tissu cible (T) est la somme des contributions $D_{(T \leftarrow S)}$ provenant des désintégrations radioactives d'un radionucléide distribué dans divers organes sources S :

$$D_T = \sum_S D_{(T \leftarrow S)} \quad (1)$$

Pour un radionucléide distribué dans un seul organe source S, la dose absorbée par l'organe cible T est :

$$D_{(T \leftarrow S)} = \tilde{A}_S \times S_{(T \leftarrow S)} \quad (2)$$

Avec :

- \tilde{A}_S : activité cumulée dans la source S : nombre total de transformations nucléaires dans S (Bq × s);
- $S_{(T \leftarrow S)}$: dose absorbée par l'organe cible T par unité d'activité cumulée dans l'organe source S (Gy/(Bq × s)).

L'activité cumulée \tilde{A}_S dans un organe ou tissu source (S) dépend de **l'activité administrée, de la période physique du radionucléide, et de la pharmacocinétique du MRP** à l'intérieur de l'organisme humain.

Le facteur $S_{(T \leftarrow S)}$ est fonction **de la nature et de l'énergie du rayonnement, de la masse de l'organe cible (T)** et de la **géométrie d'un modèle anatomique** retenue pour représenter le patient. Pour une paire source-organe et un radionucléide donné, le facteur S est égal à :

$$S_{(T \leftarrow S)} = \frac{1}{m_T} \sum_i \Delta_i \phi_{i(T \leftarrow S)} \quad (3)$$

Avec :

- m_T : masse de l'organe cible T ;
- Δ_i : constante de dose caractéristique de l'émission i ;
- $\phi_{i(T \leftarrow S)}$: fraction absorbée relative à la géométrie source-cible et à l'émission i, du radionucléide = fraction d'énergie émise par la source et absorbée par la cible. On note $\Phi_{i(T \leftarrow S)} = \frac{\phi_{i(T \leftarrow S)}}{m_T}$ la fraction absorbée massique.

Le facteur $S_{(T \leftarrow S)}$ est généralement calculé à partir de schémas de désintégration nucléaire pour un radionucléide donné et **de simulations Monte Carlo de transport du rayonnement dans un modèle anatomique donné (voir section 1.2).**

La pharmacocinétique du MRP est établie via des observations *in vivo* (sur des sujets animaux ou humains) de la fixation, de la distribution et de la clairance des MRP dans différentes régions du corps.

Les données physiques (période radioactive, caractéristiques de désintégration nucléaire) sont généralement issues de bibliothèques standards telles que :

- Les rapports des comités du MIRD [15], de la CIPR [11] ou du comité RADAR (*Radiation Dose Assessment Resource*) [16].
- Les sources en ligne des laboratoires de physique tels que le NIST (*National Institute of Standards and Technology*), le BNL (*Brookhaven National Laboratory*) ou le LNHB (Laboratoire National Henri Becquerel – www.nucleide.org).

Le modèle anatomique constitue souvent la source principale d'incertitude dans la détermination des facteurs S. Pour un modèle anatomique donné, les valeurs de facteur S sont directement accessibles dans la littérature. Historiquement, la principale source de données a été celle du pamphlet MIRD n°11 [17]. D'un point de vue pratique, elle est aujourd'hui reprise et complétée dans le programme OLINDA/EXM 1.0 (pour *Organ Level Internal Dose Assessment*) [18], basée sur les facteurs S de Stabin et Siegel [19], calculés à partir des données nucléaires du BNL [16]. Le programme OLINDA/EXM 2.0 intègre maintenant des modèles anatomiques plus sophistiqués, de type « NURBS » [20] (voir paragraphe 1.2), mis à l'échelle à partir des données de l'homme de référence de la publication 89 de la CIPR (2002, [21]).

Les publications de la CIPR [3, 4, 6, 8] constituent des bibliothèques de référence en termes de **données pharmacocinétiques et dosimétriques** pour de nombreux MRP. En effet, ces publications de la CIPR donnent directement les **coefficients de dose absorbée par unité d'activité administrée (mGy/MBq)** déterminés pour chaque MRP étudié, à partir de :

- compilations bibliographiques de données pharmacocinétiques. À partir de ces données biologiques, la CIPR a construit des modèles pharmacocinétiques permettant de caractériser les courbes activité-temps nécessaires pour le calcul de l'activité cumulée ; il est utile de noter que ces données sont généralement rares et incomplètes (surtout sur l'homme) et peuvent contribuer de manière importante aux incertitudes sur l'activité cumulée ;

- modèles anatomiques pour le calcul des doses absorbées selon le système dosimétrique du MIRD. Ce point fait l'objet de la discussion qui suit.

Il est également utile de rappeler que les modèles développés et les valeurs de dose absorbée, présentés dans les rapports de la CIPR cités ici, sont destinés à une **utilisation diagnostique des MRP** et ne sont pas appropriés pour une utilisation thérapeutique. Selon la CIPR 106 [6], ces estimations de dose absorbée ne sont pas supposées dévier de plus d'un facteur 3 de la dose effectivement absorbée par un patient.

1.2. Les modèles utilisés pour le calcul dosimétrique

En dosimétrie interne des explorations diagnostiques, l'évaluation des doses reçues par l'être humain repose donc sur l'utilisation de modèles anatomiques anthropomorphes, que l'on appellera plus simplement modèles dans la suite, par opposition aux fantômes qui font référence aux fantômes physiques expérimentaux. Ces modèles ont des caractéristiques moyennes (taille, poids, composition, densité) qui en font des représentations de « l'être humain de référence » pour les codes de calcul de type Monte Carlo qui sont utilisés en dosimétrie interne (pour une revue, voir [22]). Ces codes de calcul permettent de simuler la création et le transport des particules à travers les différentes structures de ces modèles. Ils donnent une **estimation des doses absorbées** aux organes ou aux tissus pour une personne dont les mensurations ne sont pas trop éloignées de l'être humain de référence.

Par le passé, les premiers modèles ont décrit le corps humain en décomposant la forme et la position des organes à l'intérieur du corps humain à l'aide d'expressions mathématiques géométriques. **Dans le domaine de la dosimétrie interne en médecine nucléaire**, le modèle hermaphrodite de Snyder *et al.* (1969), élaboré pour le comité MIRD, a été un de ces premiers modèles utilisés pour représenter **des sujets de type caucasien** [23]. Ce modèle est aujourd'hui dit mathématique ou stylisé. En utilisant les données de composition et de densité de l'homme de référence de la CIPR 23 (1975), ce modèle a longtemps fait office de **représentation standard de l'homme de référence** pour obtenir les données dosimétriques des rapports de la CIPR [3, 4, 6, 8]. Au fil des années, il a d'ailleurs fait l'objet d'améliorations successives pour représenter des êtres humains de chaque sexe [24] puis des enfants, à chaque âge de la croissance : 0, 1, 5, 10 et 15 ans [25, 26]. En 1995, Stabin *et al.* [27] proposent un modèle féminin et trois autres complémentaires pour décrire la femme enceinte à différents stades de grossesse. En 1999 et 2003, le comité MIRD a également amélioré plusieurs modèles d'organes internes pour répondre aux besoins liés au développement de nouveaux MRP en médecine nucléaire [28, 29].

Aujourd'hui, la représentation mathématique des modèles numériques peut être extrêmement sophistiquée (figure 1). La disponibilité d'images tomographiques médicales (scanner et IRM) permet de décrire l'anatomie humaine de manière réaliste à l'échelle du voxel. Les représentations géométriques historiques (modèles mathématiques ou stylisés) peuvent être logiquement remplacées par des modèles dits voxelisés. Les techniques de modélisation géométrique avancée font appel à des fonctions de type NURBS (*Non-Uniform Rational B-Splines*) qui permettent d'améliorer la représentation des formes complexes pour la rendre plus lisse, plus harmonieuse, plus

précise et finalement plus réaliste. Ces modèles sont appelés « NURBS », « mesh » ou « BREP » (*Boundary REPresentation*) dans la littérature [22].

Actuellement, les données des publications de la CIPR [3, 4, 6, 8] reposent sur des calculs effectués à partir des modèles mathématiques stylisés de première génération, et qui, de plus, ne différencient pas l'homme et la femme. La description originelle de l'homme de référence de la CIPR donnée en 1975 dans la publication 23 est désormais amendée par les données de la publication 89 de la CIPR (2002, [21]). La publication 89 décrit en détail les caractéristiques standardisées de l'homme et de la femme de référence à six âges différents.

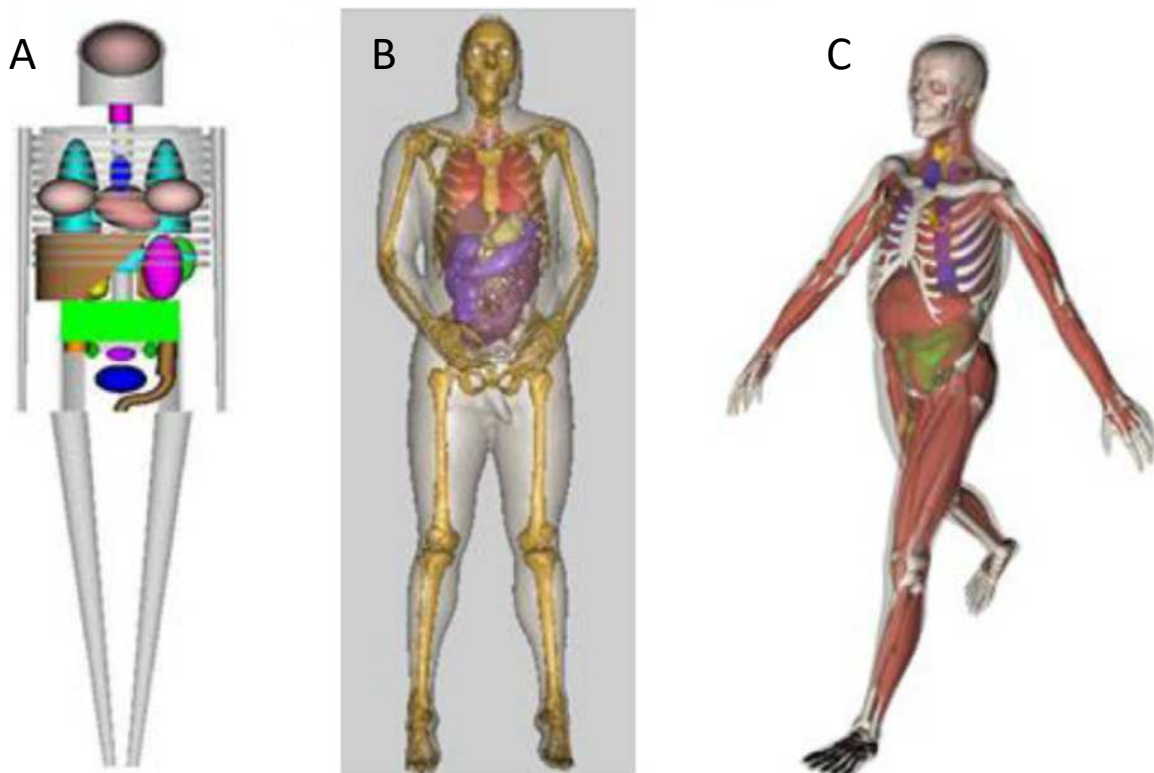


Figure 1. Différentes générations de modèles [22] : A- modèles mathématiques ou stylisés, B- modèles voxelisés, C- modèles de type *NURBS* ou *BREP*.

Les recommandations 2007 de la publication 103 de la CIPR [2] reposent dorénavant sur des modèles numériques de référence pour calculer les doses aux organes et aux tissus. Ces modèles voxelisés sont construits à partir d'images médicales tomographiques (Scanner, IRM) pour offrir une représentation plus réaliste de l'anatomie humaine. La publication 110 de la CIPR [9] définit ces modèles numériques pour la femme adulte de référence et pour l'homme adulte de référence, en accord avec les caractéristiques standardisées définies dans la publication 89. Ces modèles ont été construits à partir des modèles voxelisés *Golem* et *Laura* dont les caractéristiques générales (poids, taille) sont proches de celles des modèles de référence de la CIPR [30, 31]. Ces modèles numériques auront dorénavant vocation à être utilisés par la communauté scientifique internationale pour les

calculs de dosimétrie externe et interne. Des modèles numériques pour les enfants de différents âges ainsi que pour la femme enceinte et le fœtus seront également développés dans le futur [32, 33].

À titre d'exemple, les principales caractéristiques des 2 modèles de référence définis par la CIPR 110 en 2009 sont synthétisées dans le tableau 1 suivant.

	Homme	Femme
Taille (m)	1,76	1,63
Poids (kg)	73,0	60,0
Nombre de voxels*	1 946 375	3 886 020
Épaisseur de coupe (mm)	8,0	4,84
Taille du voxel dans le plan transverse (mm)	2,137	1,775
Volume du voxel (mm³)	36,54	15,25
Nombre de colonnes	254	299
Nombre de lignes	127	137
Nombre de coupes	220	346



*exclut les voxels représentant le vide environnant

Tableau 1. Principales caractéristiques des modèles numériques de l'homme adulte de référence et de la femme adulte de référence (source : CIPR 110 [9] et figure CIPR 116 [34]). 136 structures ont été individuellement segmentées dans chaque modèle et 53 différentes compositions tissulaires leur ont été assignées.

1.3. Le calcul de la dose efficace selon la CIPR 103

La dose efficace, E , telle que introduite dans la publication 60 de la CIPR [5], est définie par la somme pondérée des doses équivalentes reçues par les tissus :

$$E = \sum_T W_T H_T \quad (4)$$

Avec :

- W_T : facteur de pondération tissulaire défini pour le tissu T ;
- H_T : dose équivalente pour un tissu T .

Pour les radionucléides utilisés en médecine nucléaire à visée diagnostique, la dose équivalente est numériquement égale à la dose moyenne absorbée. L'unité de dose efficace est le $J \times kg^{-1}$ et est appelée le Sievert (Sv). Les facteurs de pondération pour les tissus sont des valeurs relatives et leur somme est égale 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 somme des doses équivalentes dans chaque

organe ou tissu T du corps. Ces facteurs de pondération tissulaires ont été mis à jour dans la publication 103 de la CIPR [2]. Ils sont donnés dans le tableau 2 suivant.

Organes	CIPR 60 (1991)	CIPR 103 (2007)
Sein	0,05	0,12
Gonades	0,20	0,08
Vessie, œsophage, foie, thyroïde	0,05	0,04
Moelle osseuse (rouge), côlon, poumons, estomac	0,12	0,12
Peau, surfaces osseuses	0,01	0,01
Cerveau	Reste	0,01
Glandes salivaires	Reste	0,01
Surrénales, région extra- thoracique, reins, muscle, pancréas, intestin grêle, rate, thymus	Reste	0,12/13 (Reste)
*Vésicule biliaire, cœur, ganglions lymphatiques, muqueuse buccale, utérus (femmes), prostate (hommes)	-	0,12/13 (Reste)

*Organes qui n'étaient pas inclus dans le calcul de la dose efficace dans la publication 60 de la CIPR.

Tableau 2. Comparaison des facteurs de pondération tissulaire selon les publications 60 et 103 de la CIPR [5] et [2].

Dans la publication 103 de la CIPR, la nouvelle définition de la dose efficace apporte certaines modifications importantes :

- Certains facteurs de pondération tissulaire ont été modifiés sur la base d'une réévaluation des données épidémiologiques disponibles. La distribution des risques pour différents organes et tissus a quelque peu changé depuis la publication 60, en particulier pour ce qui concerne les risques de cancer du sein et de maladie héréditaire. En conséquence, les changements les plus notables au niveau des facteurs de pondération tissulaire concernent les seins, les gonades et les tissus restants.
- Le calcul de la dose équivalente s'effectue désormais séparément pour **l'homme adulte de référence et pour la femme adulte de référence**, selon la figure 2. Les doses équivalentes des divers organes et tissus de chaque modèle adulte de référence sont ensuite moyennées puis multipliées par les facteurs de pondération pour les tissus correspondants. La somme de ces produits donne la dose efficace, moyennée selon les deux sexes, pour la **Personne de Référence**.
- La définition des tissus restants est modifiée (Cf « reste » dans tableau 2). Les règles de sommation et de fractionnement (exposées dans le rapport SFPM n°19-2001) des doses équivalentes sur les tissus restants ont été abrogées. Les doses équivalentes des tissus

spécifiés au reste sont désormais ajoutées de manière arithmétique sans aucune pondération de masse. De façon analogue à la détermination de la dose efficace pour les autres tissus, la dose équivalente reçue par le reste est définie séparément pour les hommes et pour les femmes. Les tissus restants représentent 13 organes différents par sexe. La valeur de W_T pour la somme de tous les tissus restants est de 0,12.

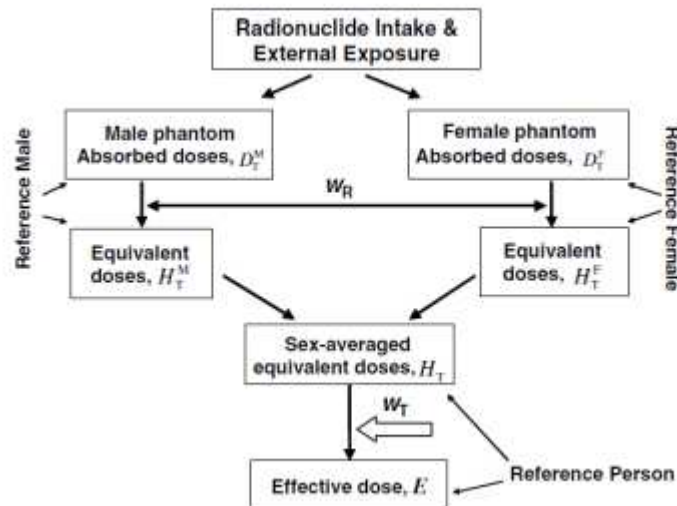


Figure 2. Diagramme schématisant le calcul de la dose efficace selon les recommandations de la CIPR 103 [?].

Il n'est donc pas possible de calculer la dose efficace en appliquant tels quels les nouveaux facteurs de pondération tissulaire sur un jeu de coefficients de dose absorbée par unité d'activité administrée, déterminées selon l'ancienne méthodologie donnée dans le rapport 60 de la CIPR. Les nouvelles recommandations s'appuient sur des **modèles adultes de référence numériques** et les **doses équivalentes sont moyennées pour les deux sexes**. De nouvelles données dosimétriques (coefficients de dose absorbée par unité d'activité administrée) seront nécessaires pour réviser complètement les tables actuelles du rapport SFPM n°19-2001.

Par ailleurs il est rappelé ici que les facteurs de pondération tissulaire représentent des valeurs moyennes pour les êtres humains, **pour les deux sexes et tout âge confondu**. Cette façon de moyenner implique que l'application de cette approche se limite à la détermination de la dose efficace **dans le cadre de la protection radiologique**. La dose efficace rend compte du détriment résultant des effets stochastiques dus aux doses équivalentes reçues dans tous les organes et tissus du corps de la Personne de référence. Les facteurs de pondération tissulaire sont des moyennes calculées sur des populations ciblées quels que soient l'âge et le sexe des individus. Les facteurs de pondération tissulaires sont choisis par des experts de la CIPR. **Ceci implique que la dose efficace ne peut pas être utilisée pour l'évaluation d'un risque individuel**. Son utilisation dans le domaine de l'imagerie diagnostique doit se limiter à la **comparaison de doses délivrées par différents examens diagnostiques**, la **comparaison de pratiques entre établissements** ou la **comparaison de différentes technologies ou procédures sur les mêmes examens médicaux** (sous réserve que les populations comparées soient similaires en termes d'âge et de sexe).

2. Les données dosimétriques actuelles

Elles sont basées sur les données pharmacocinétiques et les modèles stylisés d'ancienne génération utilisés par la CIPR.

L'information pharmacocinétique est souvent incomplète (surtout au niveau de la rétention à long-terme) et de qualité variable. Ce manque de données contribue fortement aux incertitudes d'estimation sur l'activité cumulée et donc sur la dosimétrie. Ce constat conduit d'ailleurs les experts à proposer des recommandations sur la manière de rapporter les nombreuses données nécessaires pour réaliser une étude dosimétrique [35]. Pour la pédiatrie, le problème est d'autant plus important que les publications de la CIPR se basent sur la pharmacocinétique obtenue chez les adultes (seuls les modèles de miction urinaires sont adaptés à l'âge). Les estimations dosimétriques pédiatriques sont ensuite calculées à partir de modèles mathématiques stylisés, adaptés à l'âge [26].

Le lecteur notera également qu'au fil du temps, les données de base utilisées dans les rapports de la CIPR ont légèrement évolué. Par exemple, dans les rapports de la CIPR 53 et 80, le modèle adulte de 70 kg qui est utilisé est celui décrit dans le pamphlet MIRD n°5 révisé [23] avec les facteurs $S_{(T \leftarrow S)}$ issus du pamphlet n°11 [17]. Les modèles pédiatriques sont ceux de Cristy [25]. Dans le rapport 106 de la CIPR, les modèles considérés sont ceux de Cristy et Eckerman (modèle adulte de 73,7 kg et modèles pédiatriques [26]) avec les facteurs $S_{(T \leftarrow S)}$ de Stabin et Siegel [19].

Enfin, rappelons que dans ces modèles, la dose absorbée est supposée être répartie de manière uniforme dans l'organe ou le tissu d'intérêt (facteurs $S_{(T \leftarrow S)}$ donnés au niveau de l'organe ou du tissu). Rappelons également que les estimations dosimétriques présentées dans ce rapport ne tiennent pas compte des différences anatomiques et physiologiques qui peuvent exister entre un individu donné et le modèle humanoïde standard qui le représente et ne sont donc pas adaptées pour estimer un risque individuel.

Ce paragraphe donne des informations sur les mises à jour des tableaux dosimétriques du rapport SFPM n°19-2001. Pour trouver les données dosimétriques d'un MRP donné, le lecteur est invité à se reporter au tableau général des MRP en annexe 1. Celui-ci permet ensuite d'accéder au numéro de page (du présent rapport ou du rapport SFPM n°19-2001) correspondant à l'examen de médecine nucléaire recherché.

2.1. Les données issues des rapports de la CIPR

Les données dosimétriques des rapports de la CIPR 106 et 128 [6,8] viennent compléter celles des rapports de la CIPR 53 et 80. Ces rapports s'appuient sur des données sources (valeurs de $S_{(T \leftarrow S)}$ et modèles mathématiques de première génération) qui peuvent être différentes de celles utilisées dans les rapports 53 et 80. Néanmoins, ils s'appuient toujours sur une méthodologie de calcul de la dose efficace conforme au rapport 60 de la CIPR [5]. C'est pourquoi, dans un souci de cohérence avec les données du rapport SFPM n°19-2001, la dose efficace, E , en mSv/MBq du présent rapport, a été recalculée à partir des coefficients de dose absorbée par unité d'activité d'administrée des rapports

de la CIPR et selon la même méthode exposée dans le rapport SFPM n°19-2001. Les données dosimétriques mises à jour (annexe 2), issues des rapports CIPR 106 et 128, sont celles du (ou des) :

- Ioflupane-¹²³I - *DaTSCAN*[®] ;
- Chlorure de thallium-²⁰¹Tl - *Chlorure de Tl 201*[®] ;
- Tétrofosmin-^{99m}Tc - *Myoview*[®] : seule la table dosimétrique de l'effort est mise à jour dans le rapport de la CIPR 106 (à cause d'une erreur d'édition de la table, les deux tables effort et repos sont identiques et réfèrent uniquement au cas de l'effort) ; la table dosimétrique du repos est corrigée dans le rapport 128 de la CIPR [8] ;
- Éthylène Dicystéine-^{99m}Tc - *Edicis*[®] : trois tableaux de données (fonction rénale normale, fonction rénale anormale, blocage rénal aigu et unilatéral) ;
- Colloïdes de petite taille marqués au ^{99m}Tc : La CIPR 106 propose un modèle dosimétrique dans le cas d'une procédure typique de détection de ganglion sentinelle par injection intratumorale (cancer du sein). Les données se rapportent à deux configurations selon que l'activité administrée (tumeur, site(s) d'injection et éventuellement ganglion sentinelle) est complètement retirée du corps humain par intervention chirurgicale 6 heures après injection ou 18 heures après injection.
- Iodures : les données sont issues du rapport 128 de la CIPR [8], qui met à jour des données très anciennes publiées dans le rapport 53 de la CIPR (1987). Notamment, le modèle pharmacocinétique est beaucoup plus complexe, de type compartimental, basé sur le travail récent de Legget [36]. La fixation « normale » produit une captation de 26 % en iode 131, 24 heures après administration. La même captation à 24 heures est obtenue avec l'ancien modèle de la CIPR 53 en utilisant une fixation thyroïdienne de 33 %. Les fixations « faible » et « forte » se réfèrent à une captation respective de 16 % et 36 % en iode 131, 24 heures après administration. Les tableaux dosimétriques sont donnés pour une injection intraveineuse dans le cas de l'iode 123 et pour une administration orale dans le cas de l'iode 131 et de l'iode 124.

2.2. Le cas des traceurs TEP

Les données dosimétriques sur les traceurs TEP (Tomographie par Émission de Positons) sont encore rares et incomplètes. Lorsqu'elles ne sont pas disponibles dans les rapports de la CIPR, les données dosimétriques des nouveaux traceurs TEP sont issues majoritairement du recueil effectué par le projet européen PEDDOSE.NET (www.peddose.net et [37]) ou de publications récentes. Le détail complet de la méthodologie appliquée dans chaque cas particulier n'est pas donné et le lecteur est invité à se reporter à la littérature citée en référence « source ». Pour les nouveaux traceurs TEP non décrits dans la CIPR, il n'y a généralement pas de données dosimétriques **propres aux enfants** et seule la dosimétrie correspondant au modèle adulte est reportée. Toutefois, certains MRP, comme ceux liés à la détection des plaques séniles β -amyloïdes, ne concernent que la population adulte. Concernant la dose efficace, celle-ci a été recalculée à partir des coefficients de dose absorbée par unité d'activité d'administrée, lorsque les données étaient disponibles dans les rapports de la CIPR. Pour les autres cas, la dose efficace donnée dans la littérature a été directement reportée dans ce rapport dans la mesure où son évaluation est liée aux caractéristiques de l'étude concernée (notamment au nombre de patients de la cohorte).

Les données dosimétriques mises à jour, concernant les traceurs TEP disposant d'une AMM (Autorisation de Mise sur la Marché) sont celles du :

- Fluorodésoxyglucose-¹⁸F (FDG) - (Noms déposés : *Efdegé*[®]/*Flucis*[®]/*Fludesoxyglucose[18F]-IBA*[®]/*Glucotep*[®]/*Glucotrace*[®]/*Gluscan*[®]/*Metatrace FDG*[®]) : source CIPR 106 ;
- 6-Fluoro-¹⁸F-L-Dopa (FDOPA) - *Dopacis*[®]/*IASOdopa*[®] : source CIPR 106 ;
- Fluorocholine-¹⁸F (FCHOLINE) - *IASOcholine*[®]/*Prostatep*[®]/*Fluorocholine[18F]*[®]/*Fluorocho*[®] : source CIPR 128 ;
- Fluorure de sodium-¹⁸F (FNa) – (Noms déposés : *IASOfu*[®]/*CISNAF*[®]/*NaF MetaTrace*[®]) : source CIPR 128 ;
- Florbétapir-¹⁸F (18F-AV-45) - *Amyvid*[®] : source [38]. Les données dosimétriques présentées ont été obtenues avec OLINDA/EXM 1.0 [18] et correspondent au modèle hermaphrodite adulte (73,7 kg).
- Florbétaben-¹⁸F - *Neuraceq*[®] : source notice du fabricant. Bien qu'une étude dosimétrique ait été publiée en 2009 [39], les données présentées dans la notice du fabricant apparaissent plus complètes. Elles ont été obtenues avec OLINDA/EXM 1.0 [18] sur des volontaires sains caucasiens (n=17). Les calculs dosimétriques sont adaptés au modèle adulte (avec un poids de 70 kg).
- Flutémétamol-¹⁸F - *Vizamyl*[®] : source [40]. Les données dosimétriques présentées ont été obtenues avec OLINDA/EXM 1.0 [18] et correspondent au modèle hermaphrodite adulte (73,7 kg).
- 16α-[¹⁸F]-fluoro-17β-estradiol (FES) - *Estrotep*[®] : source [41]. Les données dosimétriques présentées ont été obtenues avec MIRDOSE3. La dose efficace est calculée selon la méthodologie de la CIPR 60 en utilisant la masse des organes du modèle féminin (15 ans) ;
- Dotatoc-⁶⁸Ga - *SomaKit TOC*[®]/*IASOtoc*[®] : source [42]. La recommandation *PEDDOSE* [37] est appliquée : les coefficients de dose absorbée retenus sont les valeurs moyennes publiées entre l'homme et la femme (à l'exception des gonades et de l'utérus) ;

Les données dosimétriques mises à jour, concernant les traceurs TEP dits « recherche », ne disposant pas d'une AMM sont celles du :

- 3'-deoxy-¹⁸F-3'-fluorothymidine (FLT) : source CIPR 128 ;
- Fluoromisonidazole-¹⁸F (FMISO) : source [43]. Les données dosimétriques publiées sont calculées à partir de MIRDOSE2 ;
- Chlorure de rubidium-⁸²Rb - *Cardiogen-82*[®] : source CIPR 128. Les différences entre l'effort et le repos sont considérées comme faibles et une seule table dosimétrique est proposée ;
- Dotanoc-⁶⁸Ga : source [44]. Les données dosimétriques présentées ont été obtenues avec OLINDA/EXM 1.0 [18] et correspondent au modèle hermaphrodite adulte (73,7 kg) ;
- Dotatate-⁶⁸Ga : source [45]. Les données dosimétriques présentées ont été obtenues avec OLINDA/EXM 1.0 [18] et correspondent au modèle hermaphrodite adulte (73,7 kg). La cohorte de l'étude est composée de 6 patients masculins ;
- O-(2-[¹⁸F]-fluoroethyl)-L-tyrosine (FET) : source CIPR 128 ;
- L'iode 124 : source CIPR 128.

Dans le cadre de l'imagerie TEP des cancers de la prostate, un nouveau traceur (PSMA-⁶⁸Ga) fait également l'objet d'intenses développements à l'heure de la publication de ce rapport. Plusieurs molécules sont d'ailleurs actuellement testées. Le lecteur intéressé pourra se référer à la littérature suivante : [46-49].

2.3. Le cas des ganglions sentinelles

Lors d'une administration dans l'espace interstitiel, la pharmacocinétique des colloïdes injectés dépend notamment de la taille des particules et de leur nombre. Deux types de traceurs sont encore utilisés aujourd'hui en France :

- Le sulfure de rhénium colloïdal (*Nanocis*[®]) : la taille des particules est de l'ordre de 100 nm (diamètre médian).
- Les nanocolloïdes d'albumine humaine (*Nanocoll*[®], *ROTOP-NanoHSA*[®]) : la taille des particules est de l'ordre de 5 – 80 nm.

Les données dosimétriques issues de la littérature sont souvent incomplètes, même dans les guides de procédures (50, 51). Les données de la CIPR 106 évoquées plus haut (2.1), ne s'appliquent que dans le cas de petits colloïdes (*Nanocoll*[®], *ROTOP-NanoHSA*[®]) et d'une injection intra-tumorale au niveau des seins. Les données dosimétriques issues des notices de fabricant ont été reprises dans le cadre général d'une lymphoscintigraphie conventionnelle réalisée par injection sous-cutanée.

Par ailleurs, le MRP *Nanocoll*[®] peut également être utilisé par injection intra-veineuse dans le cadre de scintigraphies de la moelle osseuse ou de zones inflammatoires. Les données dosimétriques issues de la notice du fabricant ont également été utilisées.

2.4. Les futures données dosimétriques

Les futures bases de données dosimétriques s'appuieront sur un calcul de dose absorbée sur chacun des **nouveaux modèles de l'homme et de la femme de référence**, validés par la CIPR [9]. Les doses efficaces pourront alors être recalculées à partir de la moyenne des doses équivalentes (de l'homme et de la femme de référence) pour la **Personne de référence** avec les nouveaux facteurs de pondération tissulaire de la CIPR 103 [2].

Parmi les améliorations apportées dans les nouveaux calculs de la CIPR, citons celles relatives à la fraction absorbée massique des électrons (voir section 1.1). L'approximation selon laquelle les électrons (rayonnements non pénétrants) sont complètement absorbés dans l'organe source est désormais abandonnée. La simulation détaillée du transport des rayonnements non pénétrants dans chaque organe est aujourd'hui réalisable dans les modèles de nouvelle génération [52].

Si aucune donnée dosimétrique n'est disponible à ce jour auprès de la CIPR, des initiatives de calcul existent dans la littérature [53, 54]. Le tableau de l'annexe 3 donne un exemple de calcul de dose efficace obtenue conformément aux nouvelles recommandations [54, 55] à partir des données pharmacocinétiques de la CIPR et pour une sélection d'examen scintigraphiques de médecine nucléaire. Les doses efficaces sont généralement plus faibles avec le nouveau mode de calcul et l'impact de l'utilisation des nouveaux modèles géométriques s'avère plus important que celui du changement des facteurs de pondération tissulaire.

3. Les données sur les nouveau-nés et sur le fœtus

Rappelons que l'administration d'un MRP est contre indiquée chez la femme enceinte. Chez les femmes en âge de procréer, il est indispensable de s'assurer de l'absence de grossesse avant tout examen diagnostique de médecine nucléaire. Si, toutefois, l'examen est justifié sur décision médicale, le risque pour la mère de ne pas faire cet examen est plus grand que le risque radiologique encouru par le fœtus. Le cas le plus fréquent en médecine nucléaire est celui de la scintigraphie pulmonaire pour la recherche d'embolie pulmonaire. Dans ce cas, la possibilité d'adapter l'examen (scintigraphie de perfusion seule) et/ou de réduire l'activité à administrer doit être envisagée.

La CIPR a émis des recommandations pratiques sur la grossesse et les rayonnements ionisants en médecine [56]. Les risques de réactions tissulaires et de malformations chez l'embryon et le fœtus irradiés ont été revus dans le rapport 90 de la CIPR [57]. Il existe des risques associés aux rayonnements tout au long de la grossesse, qui sont liés au stade de la grossesse au moment de l'exposition et à la dose absorbée reçue par le fœtus :

- Pendant la phase de pré-implantation (0 – 8 jours), les effets de l'irradiation sont du type « tout ou rien ». L'irradiation peut entraîner soit la mort de l'embryon (de façon non détectable), soit la survie de l'embryon sans aucune conséquence médicale prévisible ; on rappelle que le taux d'avortement spontané est de 15%.
- Pendant la phase d'organogénèse majeure (3^{ème} – 8^{ème} semaine), des malformations peuvent être induites, particulièrement aux organes en cours de développement au moment de l'exposition. C'est la phase de radiosensibilité maximale ;
- Pendant la phase de développement fœtal (> 9^{ème} semaine), la fréquence et la gravité des malformations diminuent mais le système nerveux central reste particulièrement sensible au rayonnement.

Sur la base des données obtenues sur l'animal, la CIPR estime que, pour l'induction de malformations, il existe un seuil de dose aux alentours de **100 mGy**. Concernant l'induction de retard mental, même en l'absence d'un seuil de dose, tout effet sur le QI à la suite de doses *in utero* inférieures à **100 mGy** n'aurait pas de signification d'ordre pratique.

Dans le cadre de la majeure partie des procédures diagnostiques en médecine nucléaire, l'irradiation prénatale provient de la radioactivité des tissus maternels et les doses reçues sont très inférieures au seuil de **100 mGy** et ne présentent aucun risque supplémentaire mesurable de décès prénatal, de malformations ou d'altération du développement mental par rapport à l'incidence

naturelle de ces problèmes [58]. En revanche, certains MRP, comme les isotopes de l'iode, traversent la barrière placentaire et se concentrent dans un organe ou un tissu spécifique faisant dès lors courir des risques importants au fœtus. C'est en particulier le cas de la thyroïde du fœtus qui commence à accumuler l'iode à un âge gestationnel d'environ 10 semaines.

Le rapport 90 de la CIPR a également revu les données sur le risque de cancers après une irradiation *in utero*. Il est maintenant prouvé que les cancers de tout type augmentent au cours de l'enfance. La CIPR considère qu'il est prudent de supposer que le risque de cancer sur la vie entière après une exposition *in utero* est similaire à celui qui existe après une irradiation dans la jeune enfance, c'est-à-dire au plus de l'ordre de trois fois celui de la population dans son ensemble.

Pour déterminer les données de doses efficaces pour les nouveau-nés et le fœtus, la CIPR va désormais utiliser des modèles de référence numériques (paragraphe 1.2). Pour les adultes, ces modèles ont été décrits dans le rapport 110 de la CIPR, alors que pour les enfants de différents âges ainsi que pour la femme enceinte et le fœtus, des modèles de référence numériques sont en cours de développement [32, 33].

En l'absence de données scientifiques complémentaires depuis 2001, les estimations de doses efficaces données dans le rapport SFPM n°19-2001 pour différents examens de médecine nucléaire restent encore d'actualité. Les références sont les travaux de Smith et Gordon [59] pour les nouveau-nés et Russel *et al.* pour les doses fœtales [60]. En revanche, depuis 2001, un certain nombre de données sur la dosimétrie du ¹⁸F-FDG est devenu disponible.

Pour le nouveau-né et le fœtus, Xie et Zaidi [61, 62] ont estimé les doses efficaces reçues après administration de ¹⁸F-FDG en utilisant les nouveaux modèles pédiatriques voxélisés de l'université de Floride [32], les nouveaux facteurs de pondération tissulaire de la CIPR 103, le formalisme du MIRD et les données de pharmacocinétique de la CIPR 106 (tableau 3). D'autres auteurs ont estimé ces doses après administration de ¹⁸F-FDG sur des patientes enceintes en utilisant différents modèles de calcul [63-65]. Pour la femme enceinte à différents stades de la grossesse, les données de la littérature sont rassemblées dans le tableau 4.

MRP	Mode administration	Dose efficace en $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$
¹⁸ F-FDG	Injection intraveineuse	176

Tableau 3. Doses efficaces pour le nouveau-né, selon Xie et Zaidi [61].

Dose efficace par unité d'activité administrée ($\mu\text{Sv}/\text{MBq}$)	Année de publication	Stade de la grossesse			
		< 6 semaines	3 mois	6 mois	9 mois
Russel <i>et al.</i> [60]	1997	27,0	17,0	9,4	8,1
Stabin [66]	2004	22,0	22,0	17,0	17,0
Zanotti-Fregonara <i>et al.</i> [63]	2010	40,0	-	-	-
Takalkar <i>et al.</i> [64]	2011	15,5	7,2	6,2	10,6
Xie et Zaidi [62]	2014	30,5	22,7	15,0	13,3
Zanotti-Fregonara <i>et al.</i> [65]	2015	17,3	7,2 - 7,7	6,2	-

Tableau 4. Dose efficace en $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$ au fœtus par unité d'activité administrée à la mère, pour le ^{18}F -FDG, selon [62,65].

Le GT précise également que, la dose équivalente à l'utérus, indiquée dans les tableaux dosimétriques de ce rapport et du rapport SFPM n°19-2001 (pour le modèle anthropomorphe de 15 ans considéré comme représentatif de la femme adulte), peut être utilisée pour estimer, en première approximation, la dose efficace à l'embryon (dans les 2-3 premiers mois de grossesse) et au fœtus, tant que les MRP considérés ne traversent pas la barrière placentaire.

4. Les recommandations sur l'allaitement

4.1. Principe

Lorsque la patiente allaite son enfant, une fraction de l'activité administrée est excrétée dans le lait maternel. Il en résulte une contamination interne du nouveau-né associée à une irradiation externe consécutive au contact entre la mère et le nouveau-né lors de l'allaitement ou des soins.

Dans le cas où la patiente souhaite poursuivre l'allaitement après un examen diagnostique de médecine nucléaire, des conseils doivent lui être donnés de façon à limiter la dose efficace délivrée au nourrisson au seuil légal de 1 mSv.

La dose efficace E au nourrisson, suite à l'ingestion de lait maternel contaminé, est calculée par ⁽⁶⁷⁾ :

$$E = A_0 \times F \times e \quad (5)$$

Avec :

- A_0 : activité du MRP administré à la mère (MBq) ;
- F : fraction du MRP administrée à la mère et ingérée par l'enfant ;
- e : dose efficace délivrée à l'enfant par unité d'activité ingérée (mSv/MBq).

Les conseils sur la reprise de l'allaitement après un examen de médecine nucléaire sont fonction :

- Du MRP administré ;
- De l'activité du MRP administré ;
- De la présence de contaminants de période longue lors de la production du radionucléide notamment pour l'iode 123, l'indium 111 et le thallium 201 ;
- Du début de l'allaitement après l'administration du MRP ;
- Du volume de lait maternel ingéré par le nourrisson à chaque tétée ainsi que l'intervalle entre chaque tétée ;
- De la durée et de la répétition des contacts entre la patiente et le nourrisson lors de l'allaitement ou des soins pour prendre en compte l'irradiation externe.

Il est donc nécessaire de connaître la pharmacocinétique du MRP dans le lait maternel et d'établir un modèle d'ingestion du MRP par le nourrisson. Le calcul de la dose efficace consécutive à la contamination interne du nouveau-né varie selon les fractions cumulées des activités excrétées dans le lait maternel du MRP administré et des périodes biologiques associées.

4.2. Dose efficace cumulée consécutive à l'ingestion par le nourrisson du lait maternel contaminé par le MRP

Dans ce rapport, les doses efficaces délivrées à la suite de l'ingestion, par le nourrisson, du lait maternel contaminé sont calculées pour les principaux MRP utilisés dans les services de médecine nucléaire.

Les facteurs e sont tirés des références ^[68] pour le ¹⁸F-FDG, ^[69] pour l'In-111-Octreoscan et de Stabin *et al.* ^[70] pour les autres MRP. Ces facteurs sont calculés pour un modèle anatomique du nouveau-né de 3,4 kg ^[68], de 4,0 kg ^[69], et pour le modèle anatomique de Cristy et Eckerman ^[70].

Les facteurs F ont été calculés à partir d'un modèle qui nous a été fourni par John Cormack ^[67] et des données de pharmacocinétique tirées des études suivantes : ^[68-75].

Les hypothèses utilisées dans le modèle pour le calcul de la dose efficace sont :

- Délai entre l'administration du MRP et première tétée : 3 heures ;
- Délai entre deux tétées : 4 heures ;
- Volume de lait maternel ingéré par tétée : 142 mL.

Pendant la période d'interruption, le lait doit être tiré et jeté. On recommandera d'administrer le MRP le plus précocement après le dernier allaitement.

Dans le cas d'un MRP n'apparaissant pas dans le tableau 6, il est recommandé de se conformer à la méthodologie proposée dans le rapport SFPM n°19-2001 et basée sur la prise en compte de la période radioactive du radionucléide.

Dans le cas d'un MRP marqué à l'iode 123, il est recommandé de cesser définitivement l'allaitement en raison de la présence potentielle de contaminant de période radioactive longue (iode 125) et de la fixation thyroïdienne du nourrisson.

4.3. Estimation de la dose efficace cumulée consécutive à l'irradiation du nourrisson lors de l'allaitement

Une estimation de la dose efficace du nourrisson consécutive à l'irradiation par exposition externe lors de l'allaitement est présentée dans le tableau 5. La méthode de John Cormack [76] a été utilisée pour le calcul de la dose efficace selon le modèle de contact suivant :

- Délai entre l'administration du MRP et première tétée : 3 heures ;
- Délai entre deux tétées : 4 heures ;
- Durée de l'allaitement : 30 minutes ;
- Distance entre la mère et le nourrisson : 10 cm ;
- Contact répété à l'infini.

MRP	Dose efficace (mSv) consécutive à l'irradiation suite à l'administration d'un MRP d'activité 100 MBq
¹⁸ F-FDG	0,060
^{99m} Tc-(tous MRP)	0,030
¹¹¹ In-Pentétréotide	0,330

Tableau 5. Dose efficace cumulée consécutive à l'exposition externe du nourrisson lors de l'allaitement.

4.4. Temps de restriction finaux

Les temps de restriction présentés dans le tableau 6 sont jugés suffisants pour limiter la dose efficace cumulée (**ingestion et irradiation externe**) à une valeur inférieure à 1 mSv. La dose efficace résultante consécutive à l'ingestion de lait maternel **après le temps de restriction** est donnée en dernière colonne. L'irradiation additionnelle du nourrisson par exposition externe lors de l'allaitement est réputée faible par rapport à la contribution due à l'ingestion du lait maternel (Cf. tableau 5).

MRP	Activité utilisée pour le calcul (MBq)	Temps de restriction (heure)	Dose efficace consécutive à l'ingestion (mSv) après le temps de restriction
¹⁸ F-FDG	300	0	0,593
^{81m} Kr	2500	0	0,000
¹¹¹ In – pentétréotide	220	0	0,049
¹²³ I	10	> 3 semaines	
²⁰¹ Tl	40	0	0,475
²⁰¹ Tl	110	24	0,679
^{99m} Tc-HDP	700	0	0,009
^{99m} Tc-Technegas	40	0	0,001
^{99m} Tc-MAA	240	24	0,463
^{99m} Tc-MIBI	300	0	0,049
^{99m} Tc-MIBI	800	0	0,130
^{99m} Tc-DMSA	120	0	0,090
^{99m} Tc-MAG3	200	0	0,018
^{99m} Tc-DTPA	370	0	0,004
^{99m} Tc-Pyrophosphate	850	0	0,247
^{99m} Tc-TcO ₄ ⁻ Na ⁺	80	48	0,179
^{99m} Tc-nanocolloïdes	200	0	0,272
^{99m} Tc-HMPAO	500	0	0,235

Tableau 6. Temps de restriction de contact préconisé (**colonne 3**) pour respecter une dose efficace cumulée (**colonne 4**), consécutive à l'ingestion du lait maternel contaminé, inférieure au seuil légal de 1 mSv.

Les recommandations générales d'interruption temporaire de l'allaitement qui en découlent sont données en annexe 4.

5. L'activité administrée en médecine nucléaire

En médecine nucléaire, l'activité administrée doit être maintenue à un niveau aussi bas que l'on pourra raisonnablement atteindre mais suffisant pour l'obtention de l'information diagnostique recherchée.

Les niveaux de référence diagnostiques (NRD) ont pour objectif d'identifier les situations pour lesquelles l'activité administrée au patient est anormalement élevée ou faible. Ils ne constituent pas une ligne de démarcation entre une bonne et une mauvaise pratique de la médecine mais ils contribuent à optimiser la pratique radiologique en regard des avancées technologiques. Par ailleurs, ils n'ont aucun lien avec les limites ou les contraintes de dose.

Le paragraphe 5.1 traite des recommandations d'activité injectée chez l'adulte, recueillies auprès des sociétés savantes de médecine nucléaire et les compare aux NRD français [77].

Le paragraphe 5.2 traite du cas particulier des examens TEP.

L'activité administrée en pédiatrie est spécifiquement abordée dans le paragraphe 6.

5.1. État des lieux des recommandations

L'objectif de cette partie est de comparer les recommandations des groupes de travail français et européens, et les informations issues du résumé des caractéristiques des produits (RCP), repris dans la notice du fabricant pour chaque MRP disposant d'une AMM.

Pour protéger les patients exposés aux rayonnements ionisants à des fins de diagnostic, le Code de la Santé Publique a établi pour les actes les plus fréquents et/ou les plus irradiants des NRD représentant une valeur de dose ou une activité radiologique délivrée.

Les NRD constituent un outil pour l'optimisation des doses délivrées au cours des actes à visée diagnostique. Ils sont établis pour des examens standardisés et des patients types et, pour des actes courants, ne devraient pas être dépassés sans justification. Les NRD sont des indicateurs dosimétriques de la qualité des pratiques, destinés à identifier les situations nécessitant une action correctrice. En cas de dépassement non justifié, une démarche d'optimisation est souhaitée par l'arrêté du 24 octobre 2011 [78] et réclamée par l'ASN lors des inspections. Cette démarche a pour but d'obtenir un examen diagnostique de qualité en limitant l'exposition du patient aux rayonnements ionisants. À noter qu'à l'heure de la publication de ce rapport, l'arrêté réglementaire du 24 octobre 2011 est en cours de révision.

Pour la pédiatrie, L'Association Européenne de Médecine Nucléaire a publié en 2006 (et réactualisé en 2008, puis en 2014), des recommandations pour les activités à administrer, en fonction de l'âge et du poids [79,80]. Une démarche similaire a été effectuée en Amérique du Nord en 2011 (the North American consensus guidelines [81]). La démarche actuelle de la Société américaine de Médecine

Nucléaire et d'Imagerie Moléculaire (SNMMI) et de la société européenne (EANM, *European Association of Nuclear Medicine*) est d'harmoniser les recommandations [82] (voir paragraphe 6).

La Haute Autorité de Santé (HAS) a également souhaité que la médecine nucléaire participe activement à la démarche qualité. La HAS a publié en janvier 2013, dans le cadre du développement de la certification des établissements de santé un guide méthodologique sur la « *Démarche qualité en médecine nucléaire in vivo* » [83].

Au final, l'incertitude scientifique et l'augmentation de l'exposition d'origine médicale incitent au renforcement du respect des principes de radioprotection (directive Euratom 2013/59, article L. 1333-1 du CSP) et notamment à :

- La justification de l'acte : fondée sur l'existence d'un bénéfice sanitaire pour le patient ;
- L'optimisation des doses : elle consiste à délivrer la dose la plus faible possible qui soit compatible avec l'obtention d'une image de qualité (principe ALARA – *As Low as reasonably achievable*), apportant l'information diagnostique recherchée.

L'annexe 5 de ce document présente un recueil des recommandations d'activité à administrer à des patients adultes pour les principaux examens de médecine nucléaire. Ces recommandations sont issues des guides de procédures de sociétés savantes (SFMN, EANM) et des références réglementaires (AMM, NRD).

Toutefois, l'ensemble de ces recommandations ne prend pas en compte :

- L'avancée technologique des nouveaux détecteurs plus sensibles équipant les dispositifs de médecine nucléaire (nouveaux détecteurs à scintillations en TEP, semi-conducteurs en TEMP et en TEP ...);
- Les algorithmes de reconstruction tomographique itérative (qui intègrent, par exemple, l'utilisation de l'information temps de vol en TEP) ;
- L'exposition supplémentaire due au scanner en imagerie hybride.

Notamment, le lecteur notera que des recommandations américaines récentes, portant sur la scintigraphie myocardique, proposent **de diviser l'activité injectée au patient par deux avec l'utilisation de caméra à semi-conducteurs et de paramètres adaptés de reconstruction** [84]. D'autres équipes françaises ont également évalué les bénéfices des caméras à semi-conducteurs [85,86].

Dans nos services respectifs il convient d'appuyer ces recommandations et de fonder l'optimisation notamment sur :

1. Les avancées technologiques des équipements d'imagerie ;
2. Le contrôle de qualité des dispositifs médicaux (article R. 1333-59 du CSP) ;
3. Le respect des protocoles de réalisation optimisés pour chaque acte ([87,88]) ;
4. La formation des professionnels à la radioprotection des patients.

5.2. Le cas de la TEP

Comme pour tout examen, l'activité administrée doit être ajustée pour optimiser la qualité d'image et minimiser l'exposition du patient. L'activité optimale à administrer dépendra notamment des performances diagnostiques de l'imageur (en acquisition et en reconstruction) et du temps d'acquisition. Ces dernières années, la TEP a bénéficié d'importantes améliorations de ses performances diagnostiques (incorporation de l'information temps de vol, modélisation de la réponse impulsionnelle dans la reconstruction, augmentation de la couverture axiale, émergence de nouveaux photo-détecteurs pixélisés de type SiPM, c.à.d. *Silicon Photomultiplier*, etc..) qui ont contribué à augmenter la sensibilité de cette technique.

Compte-tenu de la disparité des équipements et des logiciels associés sur le marché, le besoin de standardisation de certains examens s'est rapidement fait sentir. Il existe un guide de procédure européen de standardisation des examens TEP au ^{18}F -FDG pour la cancérologie [89]. Ce guide permet notamment de réduire la variabilité des mesures quantitatives (comme le SUV, Standard Uptake Value) pour cet examen. Parmi les nombreuses recommandations utiles de ce guide, citons celles relatives à l'activité minimale à administrer en TEP corps-entier, qui sont reprises en annexe 6. Dans ces recommandations, l'activité minimale à administrer est déterminée en fonction du recouvrement des pas d'acquisition, de la durée de ces pas et du poids du patient. Deux régimes sont proposés selon le type de relation (linéaire ou quadratique) choisie entre le temps d'acquisition par pas, le poids du patient et l'activité à administrer.

Le GT recommande de ne pas utiliser le régime quadratique qui n'est validé que sur un seul modèle de TEP et qui n'est pas adapté pour les patients corpulents. **Pour le régime de type linéaire**, l'activité minimale à administrer en ^{18}F -FDG est déterminée en prenant le produit de l'activité massique (en MBq/kg) par celui du temps d'acquisition par pas (en min). Ce critère s'applique à la durée des pas d'acquisition au niveau du thorax et de l'abdomen pour un examen corps entier. Souvent, ce temps peut être réduit au niveau des jambes (d'un facteur deux), moins atténuées.

L'étude de la relation entre l'activité administrée, le taux de comptage et la qualité d'image a donné lieu à plusieurs investigations en TEP [90-93]. Lorsque l'activité dans le champ de vue de la TEP augmente, la proportionnalité directe avec le taux de comptage mesuré n'est plus respectée à cause des événements aléatoires et du temps mort du détecteur. Ce constat a conduit certains auteurs à proposer des recommandations en fonction d'une métrique basée sur le NECR clinique (*Clinical Noise equivalent Count Rate*) qui est proportionnelle au rapport signal sur bruit dans l'image reconstruite, pour un algorithme de reconstruction par rétroprojection filtrée [90]. La relation activité, temps et qualité image est en fait une fonction plus complexe en TEP, dépendant de la taille et du poids du patient, de la région scannée, de la répartition du traceur, des performances en taux de comptage du système d'imagerie et des paramètres de l'algorithme de reconstruction [91].

En utilisant le rapport signal sur bruit dans le foie comme indice de qualité image, certains auteurs ont montré qu'il était préférable d'augmenter le temps d'acquisition plutôt que l'activité administrée **pour les patients de poids supérieur à 90 kg** [94]. La diminution relative du taux de coïncidences vraies est en effet un facteur prédominant de la dégradation du NECR lorsque le poids du patient augmente [90]. Ainsi, au-delà d'un certain seuil, l'augmentation d'activité pour cette catégorie de patients ne contribue qu'à augmenter l'irradiation du patient sans amélioration du signal utile pour

le diagnostic. Pour les patients de plus de 90 kg, l'activité à administrer ne devrait pas dépasser 530 MBq sur les imageurs actuels [94].

Les tableaux donnés en annexe 6 sont donc à pondérer de tous ces éléments et le GT encourage les professionnels à optimiser l'activité à administrer en TEP en fonction de leur équipement sur site. D'un point de vue général, ces recommandations seront amenées à évoluer dans le temps au gré des évolutions technologiques au niveau de la détection TEP et des performances en reconstruction.

6. L'activité administrée en pédiatrie

Le principe d'optimisation de la radioprotection ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) prend toute sa signification lorsqu'on parle de pédiatrie. En effet, compte tenu de la radiosensibilité de cette population et de son espérance de vie plus longue, le bénéfice d'une meilleure qualité d'image en pédiatrie doit être confronté au risque dû à l'administration d'une activité massique supérieure à l'enfant. Ce principe conduit à optimiser les activités pédiatriques administrées.

6.1. Les activités pédiatriques en médecine nucléaire

Pour un examen scintigraphique donné, il a existé, par le passé, différentes règles de pondération de l'activité pédiatrique en fonction de l'activité de référence administrée à un adulte pour le même examen :

Activité pédiatrique = Formule de calcul × Activité de référence adulte

Dans cette équation, la **formule de calcul** pouvait se rapporter à [95, 96] :

- une pondération en fonction du poids (poids de l'enfant en kg / 70 kg) ;
- une pondération en fonction de la surface corporelle SC (SC enfant en m² / 1,73 m²) ;
- une pondération en fonction de l'âge de l'enfant (formule de *Salomon, Young* ou *Webster*);

Le choix d'une activité pédiatrique optimale pour un examen donné dépend de nombreux facteurs. Parmi ceux-ci, citons le contexte clinique d'un patient et le jugement médical qui en découle, les performances en acquisition et/ou en reconstruction de l'équipement d'imagerie ou encore les exigences spécifiques pour un protocole clinique particulier. Des données récentes laissent suggérer que la morphologie du patient (à poids égal), mais aussi l'âge et le sexe du patient sont autant d'éléments à prendre en compte dans l'optimisation de l'activité injectée du point de vue global de l'analyse bénéfice-risque d'un examen diagnostique [97].

Dans ce rapport, le groupe de travail recommande l'utilisation de la pondération pédiatrique telle que définie par les comités de pédiatrie et de dosimétrie de l'EANM (*European Association of Nuclear Medicine*) [79, 80]. La carte dosimétrique pédiatrique proposée par l'EANM a également été harmonisée avec les recommandations nord-américaines [82]. Le principe de cette pondération est rappelé ci-après.

Selon la carte de l'EANM, l'activité pédiatrique à administrer est à pondérer en fonction du poids de l'enfant et du MRP utilisé, à partir de la formule suivante :

$$\text{Activité pédiatrique (kg, MRP)} = \text{Multiple (kg, Classe}_{\text{MRP}}) \times \text{Activité de référence (AR)}$$

Avec :

- **Activité pédiatrique (kg, MRP)** : activité à administrer à l'enfant en MBq. Elle dépend du poids de l'enfant (kg) et du type de MRP.
- **Multiple (kg, Classe_{MRP})** : facteur de pondération dépendant du poids de l'enfant et de la catégorie du MRP utilisé (**Classe_{MRP}**). Chaque MRP donné est classé dans 3 catégories différentes A, B et C.
- **Activité de référence (AR)** : activité (en MBq) équivalente à celle administrée à un enfant de 3 kg pour un examen donné. Cette activité de référence dépend du type de MRP utilisé.

Pour chaque examen, l'EANM introduit également une **activité minimale recommandée (Am)**, exprimée en MBq, qui doit être administrée au patient pour obtenir une qualité d'image acceptable à *minima*. En conséquence, si le calcul de l'activité à administrer selon la formule établie ci-dessus donne un résultat inférieur à l'**activité minimale recommandée (Am)**, alors cette dernière doit être utilisée pour garantir une interprétation diagnostique de l'examen.

Le facteur de pondération **Multiple (kg, Classe_{MRP})** est donné en annexe 7 en fonction des paliers de poids et des 3 catégories de MRP définis par l'EANM.

L'**activité de référence (AR)** et l'**activité minimale recommandée (Am)** sont données également en annexe 7 en fonction de l'examen réalisé. Dans la dernière colonne de ce tableau, les numéros de page sont ceux des rapports de la SFPM. Pour chaque examen, ils permettent de faire le lien avec les données dosimétriques utilisées dans les rapports de la SFPM.

Cette carte de pondération pédiatrique conduit à des doses efficaces indépendantes du poids de l'enfant. Elle se traduit cependant par une complexité accrue du calcul de l'activité à administrer. À cet égard, l'EANM met à disposition un calculateur en ligne à l'adresse donnée en référence [98]. Les professionnels de médecine nucléaire sont encouragés à vérifier les possibilités d'incorporation de cette carte de pondération dans leur système informatique de gestion de la radiopharmacie. Par ailleurs, le lecteur notera également que les NRD pédiatriques actuels (version 2011, [78]) sont définis pour 10 examens, à partir des recommandations de l'EANM.

Les recommandations de l'EANM ont fait l'objet de travaux de consensus pour harmoniser les pratiques scintigraphiques pédiatriques au niveau européen. Ces recommandations ne garantissent pas, pour un examen donné, une qualité d'image constante en fonction de l'âge. Il est rappelé ici que, sous le sceau d'une indication clinique validée médicalement, il pourra être souhaitable de s'éloigner de ces recommandations. Par exemple l'activité administrée pourra être augmentée dans certaines pathologies pour garantir un diagnostic fiable. À contrario, l'accent pourra être mis sur l'optimisation si l'équipement d'imagerie ou les techniques de traitement sont suffisamment sophistiquées pour maintenir une qualité d'image équivalente avec une activité administrée moindre.

6.2. Le cas de la TEP en pédiatrie

Comme pour la scintigraphie conventionnelle, il existe actuellement plusieurs règles de pondération de l'activité pédiatrique administrée en TEP. Parmi celles-ci, les principales sont :

- les recommandations d'un groupe de travail nord-américain [81] : entre 3,7 et 5,2 MBq/kg pour l'oncologie, avec un minimum de 37 MBq ;
- les recommandations basées sur la variation de figures de mérite dérivées de l'indice NECR clinique ou « taux utile de comptage » en fonction de la taille du patient [92] ;
- les dernières recommandations de l'EANM, harmonisées sur les recommandations nord-américaines [82].

Ces dernières années, l'innovation technologique en TEP a permis nettement d'améliorer la sensibilité des détecteurs ainsi que la qualité d'image reconstruite. La prise en compte de l'information temps de vol dans les algorithmes de reconstruction itérative a permis d'augmenter sensiblement le rapport signal sur bruit dans l'image reconstruite. Couplé avec la modélisation de la réponse impulsionnelle dans l'algorithme de reconstruction, l'imagerie TEP démontre d'excellentes performances diagnostiques (rapport signal sur bruit, contraste, détectabilité des lésions) qui contribuent à augmenter la sensibilité des imageurs actuels [99].

Dans ce rapport, le groupe de travail recommande l'utilisation de la pondération pédiatrique telle que définie par les comités de pédiatrie et de dosimétrie de l'EANM [82]. Les recommandations pondérées en fonction du taux de comptage ont pour intention de mieux corréliser activité injectée, temps d'acquisition et qualité d'image. Elles ne sont pas retenues car elles dépendent de chaque modèle de caméra TEP et supposent que ces métriques permettent directement d'appréhender la qualité d'image. De plus, la littérature suggère que la qualité d'image en imagerie pédiatrique doit être meilleure que dans la population adulte [100].

Pour s'harmoniser avec les recommandations nord-américaines, la carte EANM a transformé ses recommandations « 18F-FDG-TEP 2D » en « 18F-FDG-TEP corps-entier » et « 18F-FDG-TEP 3D » en « 18-F-FDG-TEP cerveau ». L'EANM précise que les valeurs TEP corps-entier (de la base du crâne à mi-cuisse) ainsi définies vont conduire à une surestimation de l'activité administrée dans les pays européens. Le GT abonde dans ce sens et recommande aux professionnels français d'optimiser l'activité administrée en fonction des caractéristiques de leur équipement d'imagerie. Par exemple, les recommandations « 18-F-FDG-TEP cerveau » conduisent approximativement à la même évolution que l'on obtiendrait avec une pondération en fonction du poids de 3 MBq/kg et semblent donc adaptées aux équipements de dernière génération pour les acquisitions corps-entier. Toutefois, dans le cas de très jeunes enfants (de faible poids), le principe d'optimisation ne doit pas être oublié en s'assurant, dans ces cas limites, que la valeur diagnostique de l'examen est maintenue. En effet, il ne faut pas oublier qu'il est alors toujours possible d'utiliser les autres leviers de l'optimisation de la qualité image en adaptant le temps d'acquisition et/ou les paramètres de reconstruction en fonction de la morphologie du patient et de l'information clinique recherchée.

7. La dosimétrie scanner en médecine nucléaire

L'évaluation dosimétrique des explorations diagnostiques en médecine nucléaire serait incomplète sans prendre en compte l'exposition scanographique dans le cadre des examens multimodaux TEP/TDM (Tomographie par Émission de Positons/TomoDensitométrie) et TEMP/TDM (Tomographie par Émission MonoPhotonique/TomoDensitométrie).

Nous rappelons que l'imagerie tomodensitométrique couplée à l'imagerie tomoscintigraphique offre plusieurs avantages :

- Elle améliore la correction d'atténuation des images TEP et TEMP et favorise ainsi la quantification métabolique ;
- Elle apporte une information diagnostique complémentaire à l'image scintigraphique seule ;
- Elle permet un repérage anatomique de la fixation métabolique.

L'inconvénient est que l'acquisition TDM ajoute une exposition supplémentaire au patient qu'il convient de justifier et qu'il est nécessaire d'optimiser. La dosimétrie du patient en TDM est liée aux caractéristiques intrinsèques du scanner, au morphotype du patient, à la région anatomique examinée, au protocole d'examen et au type d'examen TDM justifié (correction d'atténuation, repérage anatomique). Dans ces derniers cas, nous rappelons les principaux éléments affectant la dose en TDM :

- La tension du tube (en kV) ;
- Le courant du tube (en mA) ;
- La durée de rotation/d'exposition ;
- La collimation ;
- Le pas d'hélice ou pitch ;
- Les techniques de réduction de dose (par modulation du courant).

À ce jour, il n'existe pas de NRD associés aux examens TDM couplés aux examens tomoscintigraphiques mais les résultats de certaines études et/ou enquêtes, encouragées par l'ASN, sont en cours d'analyse dans l'objectif de définir des valeurs de référence. On retiendra notamment que le TDM couplé de médecine nucléaire, utilisé à des fins de correction d'atténuation ou de repérage peut largement être optimisé sans compromettre la qualité des informations diagnostiques de l'examen.

En 2011, l'IRSN a conduit une enquête nationale sur l'exposition du patient lors d'un examen TEP-TDM impliquant la participation de 56 installations françaises [101]. L'enquête constitue un premier recensement national faisant un état des lieux initial des pratiques actuelles : elle met en avant une très grande variabilité des Indices de Dose Scanographique Volumique (IDSV ou CTDivol) entre les services. Néanmoins, les auteurs proposent pour l'examen TEP/TDM corps-entier des valeurs de NRD égal à 8 mGy pour l'IDSV et 750 mGy.cm pour le Produit Dose-Longueur (PDL). Enfin, les auteurs estiment que la dose efficace moyenne due à l'examen TEP/TDM corps entier est d'environ 14 mSv.

Entre 2011 et 2014, l'ACOMEN (Association d'Action Concertée en Médecine Nucléaire) a lancé deux enquêtes sur les pratiques TDM vis-à-vis de l'exposition du patient, une en imagerie TEP pour les

explorations corps-entier et ORL, et l'autre en imagerie TEMP pour les explorations osseuses bassin et thorax [102]. Cette étude a impliqué 16 centres TEP/TDM et 10 centres TEMP/TDM. Les résultats obtenus montrent une grande disparité des valeurs des IDSV: un facteur 6 sépare les valeurs minimale et maximale pour l'examen TEP/TDM corps-entier et 9 pour l'examen ORL. Les valeurs du 75^{ème} centile de l'IDSV des examens corps-entier et ORL sont estimées à 7,7 et 16,4 mGy respectivement. Pour les explorations TEMP/TDM, un facteur 4 sépare les valeurs minimales et maximales de l'IDSV pour le bassin et un facteur 5 est observé pour la partie thorax. Les valeurs du 75^{ème} centile de l'IDSV des tomographies osseuses du bassin, des lombaires et des dorsales correspondent respectivement à 9,2 ; 8,3 et 8,2 mGy.

Entre 2010 et 2014, une équipe américaine a recueilli les paramètres d'acquisition TDM des explorations cliniques TEP/TDM de 154 services installés aux Etats-Unis [103]. À partir de ce recueil, les auteurs ont déterminé l'IDSV à l'aide d'un outil de calcul dosimétrique indépendant : *CTDosimetry* (ImPACT, www.impactscan.org). Malgré la variabilité des paramètres techniques reportés, notamment sur le courant du tube, les auteurs obtiennent une valeur du 75^{ème} centile de l'IDSV comprise entre 9,7 et 10,2 mGy.

Une étude rétrospective australienne [104] portant sur l'évaluation dosimétrique de 483 examens TEP/TDM corps-entier estime une dose effective moyenne de 8,2 mSv (3,4 à 23,4 mSv) pour un protocole TDM de 120 kV et courant de tube de 80 mAs avec modulation. La dose effective moyenne totale avec 18-F-FDG (activité moyenne injectée 304 MBq) est de l'ordre de 14,5 mSv (9,6 à 29,8 mSv).

Pour compléter ces données, le groupe de travail propose quelques exemples d'examens scanographiques (non diagnostiques) pour lesquels les paramètres d'acquisitions sont présentés et certaines grandeurs dosimétriques sont calculées. Un deuxième paragraphe concerne le cas spécifique de la pédiatrie.

7.1. Quelques exemples en imagerie hybride

Le groupe de travail a effectué un recueil dosimétrique pour quatre examens multimodaux, parmi les plus utilisés en pratique clinique :

- TEP/TDM corps entier (sommet du crâne/mi-cuisse) ;
- TEP/TDM cerveau ;
- TEMP/TDM parathyroïde ;
- TEMP/TDM du rachis.

Pour chacun de ces examens et selon le modèle de scanner, les paramètres usuels d'acquisition et les grandeurs dosimétriques correspondantes sont données. Ces dernières ont été obtenues à l'aide du logiciel CT-expo (version 2.4). Il s'agit de :

- L'indice de dose de scanographie volumique : IDSV ou *CTDIvol* ;
- Le produit dose-longueur de scanographie pondéré : PDL ou *DLP* ;
- La dose efficace E selon le calcul de la publication 60 de la CIPR ;
- La dose à l'utérus.

Les formules de calcul de ces grandeurs sont détaillées dans le rapport SFPM n°30 « Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie » [105].

Le logiciel CT-expo est décrit en partie dans le rapport SFPM n°30. Il permet le calcul de la dose au scanner à partir d'un jeu donné de paramètres d'acquisition TDM. Comme une seule et unique valeur de mAs peut être utilisée dans ce logiciel, le groupe de travail a procédé au calcul de la moyenne des mAs par coupe pour chaque patient. 20 patients aléatoires ont ensuite été étudiés pour chacun des quatre examens cliniques proposés. Un nombre moyen de mAs utilisé a été retenu pour chaque examen et pour chaque modèle de scanner.

Les tableaux de l'annexe 8 donnent des exemples d'évaluations dosimétriques TEP/TDM (corps-entier et cerveau), et TEMP/TDM (parathyroïdes et rachis). Le groupe de travail précise qu'il ne s'agit bien ici que d'exemples d'exposition RX sur des modèles courants de scanner couplés. En effet, cette exposition peut notamment être très dépendante de la technologie utilisée. L'apparition récente des techniques de reconstruction itérative ainsi que de filtrages adaptés permet de réduire significativement l'irradiation RX du patient. L'imagerie TDM de médecine nucléaire peut être optimisée à de très faibles niveaux d'exposition, en préservant la qualité de la carte d'atténuation (l'exactitude des nombres Hounsfield) pour la correction de l'atténuation sur l'image scintigraphique [106] et la qualité d'image pour la localisation [107].

7.2. Le cas de la pédiatrie

L'irradiation de la population pédiatrique peut être préoccupante compte tenu de leur plus grande radiosensibilité par rapport à la population adulte et de leur espérance de vie plus longue. Comme pour les activités (paragraphe 6), il est nécessaire d'appliquer le principe d'optimisation pour réduire les doses absorbées délivrées par le scanner tout en maintenant la valeur diagnostique de l'examen. A paramètres d'acquisition identiques à la population adulte, la dose absorbée sera significativement plus importante chez un enfant que chez un adulte [108].

L'opérateur dispose généralement d'une certaine latitude sur les paramètres d'acquisition qui influencent le plus la dose absorbée au niveau du patient. Cependant, ces paramètres sont interconnectés à ceux de qualité image et la connaissance des relations existantes entre les deux est primordiale dans le processus d'optimisation de la technique [109]. A l'heure actuelle, il n'existe pas de recommandations standardisées pour l'imagerie hybride en médecine nucléaire pour réaliser cette optimisation en pédiatrie. Des ressources sont cependant disponibles pour la radiologie pédiatrique dans un contexte d'une utilisation diagnostique du scanner seul [110, 111]. Rappelons quelques notions simples de réduction de la dose en scanner pédiatrique, à pondérer en fonction de la corpulence du patient et de la qualité image requise :

- La charge (ou plus couramment mAs, produit des milliampères par le temps en seconde) peut être réduite. L'exposition du patient est proportionnelle au courant du tube (mA) et au temps de rotation (s). Des chartes techniques ont été proposées dans la littérature [112, 113] pour adapter les mAs en fonction de certaines caractéristiques physiques du patient (taille, poids, indice de masse corporelle ou épaisseur traversée). Les systèmes de modulation de courant peuvent ne pas être adaptés aux enfants, notamment s'ils fonctionnent à bruit constant ;

- La tension (kV) peut être significativement réduite en fonction de la corpulence du patient. La tension est alors un facteur puissant de réduction de dose avec une dépendance approximative avec le carré de la tension. A paramètres identiques, si la tension est baissée, les systèmes de modulation automatique du courant à bruit constant doivent être désactivés ou, tout au moins, adaptés à la corpulence du patient et à la question clinique ;
- La collimation doit être la plus large possible : certains constructeurs affichent un "dose efficiency" à la console, ce qui permet d'attirer l'attention de l'utilisateur sur la proportion de rayonnement qui contribue réellement à la formation de l'image. L'utilisation d'une collimation large améliore "l'efficacité de dose" ;
- Le pitch ou pas d'hélice : lorsque tous les autres paramètres sont fixes, la dose est inversement proportionnelle au pas d'hélice. Sur les scanners les plus récents, les mAs électriques peuvent être ajustés automatiquement en fonction du pas d'hélice pour conserver un bruit constant dans l'image reconstruite (on travaille à mAs effectifs ou mAs par coupes fixes). La dose devient alors indépendante du pas d'hélice ;
- La longueur d'une exploration ne doit pas être inutilement grande ;
- Le patient doit être correctement centré dans l'anneau.

On rappelle également que l'IDSV affiché à la console est un mauvais indicateur de la dose moyenne lorsque la taille, la forme ou l'atténuation sont significativement différents des modèles standards utilisés (16 et 32 cm). Pour les applications pédiatriques, l'IDSV affiché à la console d'un scanner peut être sous-estimé d'un facteur compris entre 1,2 et 2,3 [114].

Remerciements

Le groupe de travail tient à remercier John Cormack, Marine Soret et Corinne Barrau pour leur contribution aux résultats de ce rapport. Ce rapport est également dédié à la mémoire de notre regretté confrère Claude Touzery, dont le travail méticuleux effectué au sein de la SFPM, a continué de nous inspirer quelques 15 années plus tard.

Références

1. Touzery, C. *et al.* Rapport du groupe de travail 'Dosimétrie des explorations diagnostiques en Médecine Nucléaire'. (2001). Available at: <http://www.sfpm.asso.fr/download/index.php?act=view&id=15>. (Accessed: 17th May 2016)
2. ICRP, 2007. 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (Users Edition). ICRP Publication 103 (Users Edition). Ann. ICRP **37** (2-4).
3. ICRP, 1988. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals. ICRP Publication 53. Ann. ICRP **18** (1-4).
4. ICRP, 1998. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals (Addendum to ICRP Publication 53). ICRP Publication 80. Ann. ICRP **28** (3).
5. ICRP, 1991. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Ann. ICRP **21** (1-3).
6. ICRP, 2008. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals - Addendum 3 to ICRP Publication 53. ICRP Publication 106. Ann. ICRP **38** (1-2).
7. For internal use only - Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals - A fourth addendum to ICRP Publication 53.pdf. Available at: <http://www.icrp.org/docs/Radiation%20Dose%20to%20Patients%20from%20Radiopharmaceuticals%20-%20A%20fourth%20addendum%20to%20ICRP%20Publication%2053.pdf>. (Accessed: 11th January 2016)
8. ICRP, 2015. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals: A Compendium of Current Information Related to Frequently Used Substances. ICRP Publication 128. Ann. ICRP **44**(2S).
9. ICRP, 2009. Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110. Ann. ICRP **39** (2).
10. ICRP, 2006. Human Alimentary Tract Model for Radiological Protection. ICRP Publication 100. Ann. ICRP **36** (1-2).
11. ICRP, 2008. Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations. ICRP Publication 107. Ann. ICRP **38** (3).
12. ICRP, 2016. The ICRP computational framework for internal dose assessment for reference adults : specific absorbed fractions. Ann. ICRP **45** (2), 1-74.
13. Loevinger, R., Budinger, T. F. & Watson, E. E. MIRD Primer for absorbed Dose Calculations, Society of Nuclear Medicine. *Incorp Revised Ed Amaz.* (1991).
14. Bolch, W. E., Eckerman, K. F., Sgouros, G. & Thomas, S. R. MIRD pamphlet No. 21: a generalized schema for radiopharmaceutical dosimetry--standardization of nomenclature. *J. Nucl. Med.* **50**, 477-484 (2009).
15. DA, I. W., Eckerman, K. F., Dillman, L. T. & Ryman, J. C. MIRD radionuclide data and decay schemes. *N. Y. Soc. Nucl. Med.* (1989).
16. Stabin, M. G. & da Luz, L. C. Q. P. Decay data for internal and external dose assessment. *Health Phys.* **83**, 471-475 (2002).

17. Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G. G. & Watson, S. B. MIRDPamphlet# 11: S, Absorbed Dose per Unit Cumulated Activity for Selected Radionuclides and Organs (PART 3). 1975. *Soc. Nucl. Med. Rest. VA*
18. Stabin, M. G., Sparks, R. B. & Crowe, E. OLINDA/EXM: The Second-Generation Personal Computer Software for Internal Dose Assessment in Nuclear Medicine. *J. Nucl. Med.* **46**, 1023–1027 (2005).
19. Stabin, M. G. & Siegel, J. A. Physical models and dose factors for use in internal dose assessment. *Health Phys.* **85**, 294–310 (2003).
20. Stabin, M., Emmons, M. A., Segars, W. P., Fernald, M. & Brill, A. B. ICRP-89 based adult and pediatric phantom series. *J. Nucl. Med.* **49**, 14P–14P (2008).
21. ICRP, 2002. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. ICRP Publication 89. *Ann. ICRP* **32** (3-4).
22. Xu, X. G. An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-year history. *Phys. Med. Biol.* **59**, R233-302 (2014).
23. Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G. G. & Fisher Jr, H. L. MIRDPamphlet# 5 revised: Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. *J. Nucl. Med.* (1969).
24. Williams, G., Zankl, M., Abmayr, W., Veit, R. & Drexler, G. The calculations of dose from external photon exposures using reference and realistic human phantoms and Monte Carlo methods. *Phys. Med. Biol.* **31**, 449 (1986).
25. Cristy, M. *Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose.* (Oak Ridge National Lab., TN (USA), 1980).
26. Cristy, M. & Eckerman, K. F. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. VI. Newborn. *ORNLTM-8381* **6**, (1987).
27. Stabin, M. G. *et al. Mathematical models and specific absorbed fractions of photon energy in the nonpregnant adult female and at the end of each trimester of pregnancy.* (Oak Ridge National Lab., TN (United States), 1995).
28. Bouchet, L. G., Bolch, W. E., Weber, D. A., Atkins, H. L. & Poston, J. W. MIRDPamphlet No. 15: Radionuclide S values in a revised dosimetric model of the adult head and brain. *Medical Internal Radiation Dose. J. Nucl. Med.* **40**, 62S–101S (1999).
29. Bouchet, L. G. *et al.* MIRDPamphlet No 19: absorbed fractions and radionuclide S values for six age-dependent multiregion models of the kidney. *J. Nucl. Med.* **44**, 1113–1147 (2003).
30. Zankl, M. & Wittmann, A. The adult male voxel model "Golem" segmented from whole-body CT patient data. *Radiat. Environ. Biophys.* **40**, 153–162 (2001).
31. Zankl, M., Becker, J., Fill, U., Petoussi-Hens, N. & Eckerman, K. F. GSF male and female adult voxel models representing ICRP Reference Man—the present status. *Monte Carlo Method Versatility Unbounded Dyn. Comput. World* 1–13 (2005).
32. Lee, C. *et al.* The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. *Phys. Med. Biol.* **55**, 339 (2010).

33. Segars, W. P. *et al.* The development of a population of 4D pediatric XCAT phantoms for imaging research and optimization. *Med. Phys.* **42**, 4719–4726 (2015).
34. Petoussi-Hens, N. *et al.* ICRP Publication 116--the first ICRP/ICRU application of the male and female adult reference computational phantoms. *Phys. Med. Biol.* **59**, 5209–5224 (2014).
35. Lassmann, M., Chiesa, C., Flux, G., Bardiès, M. & EANM Dosimetry Committee. EANM Dosimetry Committee guidance document: good practice of clinical dosimetry reporting. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **38**, 192–200 (2011).
36. Leggett, R. W. A Physiological Systems Model for Iodine for Use in Radiation Protection. *Radiat. Res.* **174**, 496–516 (2010).
37. Eberlein, U. *et al.* Biokinetics and dosimetry of commonly used radiopharmaceuticals in diagnostic nuclear medicine - a review. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **38**, 2269–2281 (2011).
38. Joshi, A. D. *et al.* Radiation dosimetry of florbetapir F 18. *EJNMMI Res.* **4**, 4 (2014).
39. O'Keefe, G. J. *et al.* Radiation dosimetry of beta-amyloid tracers 11C-PiB and 18F-BAY94-9172. *J. Nucl. Med.* **50**, 309–315 (2009).
40. Koole, M. *et al.* Whole-body biodistribution and radiation dosimetry of 18F-GE067: a radioligand for in vivo brain amyloid imaging. *J. Nucl. Med.* **50**, 818–822 (2009).
41. Mankoff, D. A. *et al.* [18F]fluoroestradiol radiation dosimetry in human PET studies. *J. Nucl. Med.* **42**, 679–684 (2001).
42. Hartmann, H. *et al.* Radiation exposure of patients during 68Ga-DOTATOC PET/CT examinations. *Nuklearmedizin* **48**, 201 (2009).
43. Graham, M. M. *et al.* Fluorine-18-fluoromisonidazole radiation dosimetry in imaging studies. *J. Nucl. Med.* **38**, 1631–1636 (1997).
44. Pettinato, C. *et al.* 68Ga-DOTANOC: biodistribution and dosimetry in patients affected by neuroendocrine tumors. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **35**, 72–79 (2008).
45. Walker, R. C. *et al.* Measured human dosimetry of 68Ga-DOTATATE. *J. Nucl. Med.* **54**, 855–860 (2013).
46. Herrmann, K. *et al.* Biodistribution and radiation dosimetry for a probe targeting prostate-specific membrane antigen for imaging and therapy. *J. Nucl. Med.* **56**, 855–861 (2015).
47. Afshar-Oromieh, A. *et al.* The Theranostic PSMA Ligand PSMA-617 in the Diagnosis of Prostate Cancer by PET/CT: Biodistribution in Humans, Radiation Dosimetry, and First Evaluation of Tumor Lesions. *J. Nucl. Med.* **56**, 1697–1705 (2015).
48. Afshar-Oromieh, A. *et al.* Radiation dosimetry of 68Ga-PSMA-11 (HBED-CC) and preliminary evaluation of optimal imaging timing. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **43**, 1611–1620 (2016).
49. Pfob, C. H. *et al.* Biodistribution and radiation dosimetry of 68Ga-PSMA HBED CC—a PSMA specific probe for PET imaging of prostate cancer. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **43**, 1962–1970 (2016).
50. Buscombe, J. *et al.* Sentinel node in breast cancer procedural guidelines. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **34**, 2154–2159 (2007).
51. Chakera, A. H. *et al.* EANM-EORTC general recommendations for sentinel node diagnostics in melanoma. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **36**, 1713–1742 (2009).

52. Zankl, M., Schlattl, H., Petoussi-Hens, N. & Hoeschen, C. Electron specific absorbed fractions for the adult male and female ICRP/ICRU reference computational phantoms. *Phys. Med. Biol.* **57**, 4501 (2012).
53. Hadid, L., Gardumi, A. & Desbrée, A. Evaluation of absorbed and effective doses to patients from radiopharmaceuticals using the ICRP 110 reference computational phantoms and ICRP 103 formulation. *Radiat. Prot. Dosimetry* **156**, 141–159 (2013).
54. Andersson, M., Johansson, L., Minarik, D., Leide-Svegborn, S. & Mattsson, S. Effective dose to adult patients from 338 radiopharmaceuticals estimated using ICRP biokinetic data, ICRP/ICRU computational reference phantoms and ICRP 2007 tissue weighting factors. *EJNMMI Phys.* **1**, 9 (2014).
55. Andersson, M. Erratum to: Effective dose to adult patients from 338 radiopharmaceuticals estimated using ICRP biokinetic data, ICRP/ICRU computational reference phantoms and ICRP 2007 tissue weighting factors. *EJNMMI Phys.* **2**, 22 (2015).
56. ICRP, 2000. Pregnancy and Medical Radiation. ICRP Publication 84. Ann. ICRP **30** (1).
57. ICRP, 2003. Biological Effects after Prenatal Irradiation (Embryo and Fetus). ICRP Publication 90. Ann. ICRP **33** (1-2).
58. Grossesse et exposition aux rayonnements ionisants. Available at: http://www.irsn.fr/FR/professionnels_sante/radiopro_travailleurs/Pages/rad_travailleurs_grossesse.aspx#.VzraoEAm9Xg. (Accessed: 17th May 2016)
59. Smith, T. & Gordon, I. An update of radiopharmaceutical schedules in children. *Nucl. Med. Commun.* **19**, 1023–1036 (1998).
60. Russell, J. R., Stabin, M. G., Sparks, R. B. & Watson, E. Radiation absorbed dose to the embryo/fetus from radiopharmaceuticals. *Health Phys.* **73**, 756–769 (1997).
61. Xie, T. & Zaidi, H. Evaluation of radiation dose to anthropomorphic paediatric models from positron-emitting labelled tracers. *Phys. Med. Biol.* **59**, 1165–1187 (2014).
62. Xie, T. & Zaidi, H. Fetal and maternal absorbed dose estimates for positron-emitting molecular imaging probes. *J. Nucl. Med.* **55**, 1459–1466 (2014).
63. Zanotti-Fregonara, P. *et al.* Absorbed ¹⁸F-FDG dose to the fetus during early pregnancy. *J. Nucl. Med.* **51**, 803–805 (2010).
64. Takalkar, A. M., Khandelwal, A., Lokitz, S., Lilien, D. L. & Stabin, M. G. ¹⁸F-FDG PET in pregnancy and fetal radiation dose estimates. *J. Nucl. Med.* **52**, 1035–1040 (2011).
65. Zanotti-Fregonara, P., Laforest, R. & Wallis, J. W. Fetal Radiation Dose from ¹⁸F-FDG in Pregnant Patients Imaged with PET, PET/CT, and PET/MR. *J. Nucl. Med.* **56**, 1218–1222 (2015).
66. Stabin, M. G. Proposed addendum to previously published fetal dose estimate tables for ¹⁸F-FDG. *J. Nucl. Med.* **45**, 634–635 (2004).
67. Cormack, J. & Shearer, J. Calculation of radiation dose to infants from radioactive breast milk and feeding interruptions necessary to constrain dose. *Division of Medical Imaging, Flinders Medical Centre, Bedford Park, South Australia 5042* (2000).
68. Ruotsalainen, U. *et al.* Estimated radiation dose to the newborn in FDG-PET studies. *J. Nucl. Med.* **37**, 387–393 (1996).

69. Castronovo, F. P., Stone, H. & Ulanski, J. Radioactivity in breast milk following ¹¹¹In-octreotide. *Nucl. Med. Commun.* **21**, 695–699 (2000).
70. Stabin, M. G. & Breitz, H. B. Breast milk excretion of radiopharmaceuticals: mechanisms, findings, and radiation dosimetry. *J. Nucl. Med.* **41**, 863–873 (2000).
71. Rubow, S., Klopper, J., Wasserman, H., Baard, B. & van Niekerk, M. The excretion of radiopharmaceuticals in human breast milk: additional data and dosimetry. *Eur. J. Nucl. Med.* **21**, 144–153 (1994).
72. Marshall, D. S., Newberry, N. R. & Ryan, P. J. Measurement of the secretion of technetium-99m hexamethylpropylene amine oxime into breast milk. *Eur. J. Nucl. Med.* **23**, 1634–1635 (1996).
73. Johnston, R. E., Mukherji, S. K., Perry, R. J. & Stabin, M. G. Radiation dose from breastfeeding following administration of thallium-201. *J. Nucl. Med.* **37**, 2079–2082 (1996).
74. Hicks, R. J., Binns, D. & Stabin, M. G. Pattern of uptake and excretion of (18)F-FDG in the lactating breast. *J. Nucl. Med.* **42**, 1238–1242 (2001).
75. Leide-Svegborn, S., Ahlgren, L., Johansson, L. & Mattsson, S. Excretion of radionuclides in human breast milk after nuclear medicine examinations. Biokinetic and dosimetric data and recommendations on breastfeeding interruption. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **43**, 808–821 (2016).
76. Cormack, J. & Shearer, J. Calculation of radiation exposures from patients to whom radioactive materials have been administered. *Phys. Med. Biol.* **43**, 501–516 (1998).
77. Les niveaux de référence diagnostiques en médecine nucléaire. Available at: <http://nrd.irsn.fr/medecine-nucleaire>. (Accessed: 31st March 2016)
78. *Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire.*
79. Lassmann, M. *et al.* The new EANM paediatric dosage card. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **35**, 1748 (2008).
80. Lassmann, M., Biassoni, L., Monsieurs, M., Franzius, C. & EANM Dosimetry and Paediatrics Committees. The new EANM paediatric dosage card: additional notes with respect to F-18. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **35**, 1666–1668 (2008).
81. Gelfand, M. J., Parisi, M. T., Treves, S. T. & Pediatric Nuclear Medicine Dose Reduction Workgroup. Pediatric radiopharmaceutical administered doses: 2010 North American consensus guidelines. *J. Nucl. Med.* **52**, 318–322 (2011).
82. Lassmann, M., Treves, S. T. & EANM/SNMMI Paediatric Dosage Harmonization Working Group. Paediatric radiopharmaceutical administration: harmonization of the 2007 EANM paediatric dosage card (version 1.5.2008) and the 2010 North American consensus guidelines. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **41**, 1036–1041 (2014).
83. Haute Autorité de Santé - Démarche qualité en médecine nucléaire in vivo. Available at: http://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_1355465/fr/demarche-qualite-en-medecine-nucleaire-in-vivo. (Accessed: 28th April 2016)
84. Henzlova, M. J., Duvall, W. L., Einstein, A. J., Travin, M. I. & Verberne, H. J. ASNC imaging guidelines for SPECT nuclear cardiology procedures: Stress, protocols, and tracers. *J. Nucl. Cardiol.* **23**, 606–639 (2016).

85. Imbert, L. *et al.* Compared Performance of High-Sensitivity Cameras Dedicated to Myocardial Perfusion SPECT: A Comprehensive Analysis of Phantom and Human Images. *J. Nucl. Med.* **53**, 1897–1903 (2012).
86. Songy, B. *et al.* Prognostic value of one millisievert exercise myocardial perfusion imaging in patients without known coronary artery disease. *J. Nucl. Cardiol.* 1-11 (2016).
87. la SFMN - Guides des procédures - Examens Diagnostiques. Available at: <http://www.sfmn.org/index.php/la-societe/guides-des-procedures-examens-diagnostiques>. (Accessed: 17th May 2016)
88. European Association of Nuclear Medicine - Guidelines. Available at: <http://www.eanm.org/publications/guidelines/index.php?navId=37>. (Accessed: 17th May 2016)
89. Boellaard, R. *et al.* FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **42**, 328–354 (2015).
90. Watson, C. C. *et al.* Optimizing injected dose in clinical PET by accurately modeling the counting-rate response functions specific to individual patient scans. *J. Nucl. Med.* **46**, 1825–1834 (2005).
91. Lartzien, C. *et al.* Optimization of injected dose based on noise equivalent count rates for 2- and 3-dimensional whole-body PET. *J. Nucl. Med.* **43**, 1268–1278 (2002).
92. Accorsi, R., Karp, J. S. & Surti, S. Improved dose regimen in pediatric PET. *J. Nucl. Med.* **51**, 293–300 (2010).
93. Carlier, T. *et al.* Clinical NECR in 18F-FDG PET scans: optimization of injected activity and variable acquisition time. Relationship with SNR. *Phys. Med. Biol.* **59**, 6417–6430 (2014).
94. Masuda, Y., Kondo, C., Matsuo, Y., Uetani, M. & Kusakabe, K. Comparison of imaging protocols for 18F-FDG PET/CT in overweight patients: optimizing scan duration versus administered dose. *J. Nucl. Med.* **50**, 844–848 (2009).
95. Churchill, J. A. Posology in infants and children. *Dev. Med. Child Neurol.* **6**, 610–613 (1964).
96. Evans, K. Paediatric radiopharmacy. *Textb. Radiopharm. Theory Pract. Nucl. Med. 2nd Ed. Amst. Neth. Gordon Breach Sci. Publ.* 327–37 (1994).
97. Sgouros, G. *et al.* An approach for balancing diagnostic image quality with cancer risk: application to pediatric diagnostic imaging of 99mTc-dimercaptosuccinic acid. *J. Nucl. Med.* **52**, 1923–1929 (2011).
98. European Association of Nuclear Medicine - Dosage Calculator. Available at: http://www.eanm.org/publications/dosage_calculator.php?navId=285. (Accessed: 5th November 2015)
99. Akamatsu, G. *et al.* Improvement in PET/CT image quality with a combination of point-spread function and time-of-flight in relation to reconstruction parameters. *J. Nucl. Med.* **53**, 1716–1722 (2012).
100. Watson, C. C. Injected dose in pediatric PET. *J. Nucl. Med.* **51**, 1657–1657 (2010).
101. Etard, C., Celier, D., Roch, P. & Aubert, B. National survey of patient doses from whole-body FDG PET-CT examinations in France in 2011. *Radiat. Prot. Dosimetry* **152**, 334-338 (2012).

102. Claeys, K., Barrau, C., Puech, B. & Basse-Cathalinat, B. Le médecin nucléaire et la radioprotection du patient avec les caméras hybrides. *Médecine Nucl.* **39**, 308–309 (2015).
103. Jallow, N. *et al.* Diagnostic reference levels of CT radiation dose in whole-body PET/CT. *J. Nucl. Med.* **57**, 238–241 (2016).
104. Willowson, K. P., Bailey, E. A. & Bailey, D. L. A retrospective evaluation of radiation dose associated with low dose FDG protocols in whole-body PET/CT. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.* **35**, 49–53 (2012).
105. Defez, D., Dreuil, S., Hapley, S. & Leleu, C. Rapport du groupe de travail 'Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie'. (2014). Available at: <http://fr.calameo.com/read/0000061315c8cfc676084>. (Accessed: 24th October 2016)
106. Miao, J. & Fan, J. A practical sparse-view ultra-low dose CT acquisition scheme for PET attenuation correction. in *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2015 IEEE 1–2* (IEEE, 2015).
107. Sibille, L. *et al.* Impact of the Adaptive Statistical iterative Reconstruction (ASiR) technique on radiation dose and image quality in bone SPECT/CT. *J. Nucl. Med.* jnumed. 115.164772 (2016).
108. Fahey, F. H. Dosimetry of Pediatric PET/CT. *J. Nucl. Med.* **50**, 1483–1491 (2009).
109. Brisse, H. J. *et al.* The relevance of image quality indices for dose optimization in abdominal multi-detector row CT in children: experimental assessment with pediatric phantoms. *Phys. Med. Biol.* **54**, 1871 (2009).
110. SFR procédures. Available at: <http://eassa.cordo.pagesperso-orange.fr/SFROPRI/>. (Accessed: 31st March 2016)
111. Resources for Parents & Patients. Available at: <http://www.pedrad.org/Education/Parents-Patients/Resources-for-Parents-Patients#2814766-radiation->. (Accessed: 31st March 2016)
112. Donnelly, L. F. *et al.* Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: strategies at a large children's hospital. *Am. J. Roentgenol.* **176**, 303–306 (2001).
113. Alessio, A. M. *et al.* Weight-based, low-dose pediatric whole-body PET/CT protocols. *J. Nucl. Med.* **50**, 1570–1578 (2009).
114. Khursheed, A., Hillier, M. C., Shrimpton, P. C. & Wall, B. F. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. *Br. J. Radiol.* **75**, 819–830 (2002).
115. Hesse, B. *et al.* EANM/ESC procedural guidelines for myocardial perfusion imaging in nuclear cardiology. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging* **32**, 855–897 (2005).

ANNEXES

ANNEXE 1

Tableau général des radiopharmaceutiques
diagnostiques en médecine nucléaire

Organe / Indication principale	Dénomination Commune Internationale (DCI)	Radio- élément	Sigle	Nom déposé	Ce rapport page n°	Rapport SFPM n°19-2001 page n°	Source
Système nerveux central							
Évaluation de la perfusion régionale cérébrale	Examétazime/Examétazime + chlorure de cobalt	^{99m} Tc	HMPAO	Ceretec/Cerestab		16	CIPR n°80
Détection perte des terminaisons neuronales dopaminergiques	loflupane [123-I]	¹²³ I	-	DaTSCAN	50		CIPR n°106
Système cardiovasculaire							
Ventriculographie isotopique	Pyrophosphate d'étain + Pertechnétate de sodium	^{99m} Tc	PYP + ^{99m} TcO ₄ ⁻ Na ⁺	Angiocis/TechneScan PYP (<i>marquage in vivo des érythrocytes</i>)		16 (hématies)	CIPR n°80
Exploration myocardique	Chlorure de thallium [201-Tl]	²⁰¹ Tl	-	Chlorure de Tl 201	50		CIPR n°106
Exploration myocardique	Sestamibi	^{99m} Tc	MIBI	Stamicis/ Technescan Sestamibi/ Mibitec		13	CIPR n°80
Exploration myocardique	Tétrofosmin	^{99m} Tc	-	Myoview	51	24	CIPR n°106 (effort) / CIPR n°128 (repos)
Innervation sympathique du myocarde	Iobenguane [123-I]	¹²³ I	MIBG – 123-I	Adreview/MIBG-123		28	CIPR n°80
Ventriculographie isotopique	Sérum albumine humaine	^{99m} Tc	SAH	Vasculosis		21	CIPR n°53

Organe / Indication principale	Dénomination Commune Internationale (DCI)	Radio-élément	Sigle	Nom déposé	Ce rapport Page n°	Rapport SFPM n°19-2001 Page n°	Source
Fonction digestive							
Exploration de la fonction hépatique	Phytate de sodium anhydre	^{99m} Tc	-	Phytacis		15 (colloïdes grande taille)	CIPR n°80
Exploration de la fonction hépatique et splénique	Étain colloïdal	^{99m} Tc	-	Hépatate		15 (colloïdes grande taille)	CIPR n°80
Exploration/Reflux gastro-oesophagien	Sulfure de rhénium colloïdal (nanocolloïdes)	^{99m} Tc	-	Nanocis		18	CIPR n°80
Exploration fonction hépatique/biliaire – Transit hépatobiliaire	Mébrofénine	^{99m} Tc	TBIDA	Cholédiam		16 (IDA)	CIPR n°80
Glandes salivaires	Pertechnétate de sodium	^{99m} Tc	^{99m} Tc04 · Na ⁺	Drytec/Ultra Technekow FM/Tekcis		20	CIPR n°80
Diverticules de Meckel (muqueuse gastrique ectopique)	Pertechnétate de sodium	^{99m} Tc	^{99m} Tc04 · Na ⁺	Drytec/Ultra Technekow FM/Tekcis		20	CIPR n°80
Recherche d'hémorragies digestives	Pyrophosphate d'étain + Pertechnétate de sodium	^{99m} Tc	PYP + ^{99m} Tc04 · Na ⁺	1) sensibilisation des érythrocytes au PYP ; 2) marquage <i>in vitro</i> des érythrocytes au ^{99m} -Tc		16 (hématies)	CIPR n°80
Scintigraphie splénique	Pyrophosphate d'étain + Pertechnétate de sodium	^{99m} Tc	PYP + ^{99m} Tc04 · Na ⁺	1) sensibilisation des érythrocytes au PYP ; 2) marquage <i>in vitro</i> des érythrocytes au ^{99m} -Tc ; 3) érythrocytes lésés par la chaleur avant ré-injection		17 (hématies fragilisées)	CIPR n°53

Organe / Indication principale	Dénomination Commune Internationale (DCI)	Radio-élément	Sigle	Nom déposé	Ce rapport Page n°	Rapport SFPM n°19-2001 Page n°	Source
Exploration rénale							
Exploration de la fonction rénale	Bétiatide / Mertiatile	^{99m} Tc	MAG3	TechneScan MAG 3 / Nephromag		25	CIPR n°80
Exploration de la fonction rénale	N,N' -éthylène-(L,L) dicystéine	^{99m} Tc	-	Edicis	52		CIPR n°106
Exploration rénale / débit de filtration glomérulaire	Pentétate (de calcium trisodique)	^{99m} Tc	DTPA	Pentacis / TechneScan-DTPA		19	CIPR n°80
Exploration de la fonction rénale	Acide dimercaptosuccinique (succimère)	^{99m} Tc	DMSA	Renocis / TechneScan-DMSA		22	CIPR n°80
Débit de filtration glomérulaire	Edétate de chrome [51-Cr]	⁵¹ Cr	EDTA	EDTA-[51-Cr]		8	CIPR n°80
Glandes endocrines							
Exploration parathyroïdienne	Sestamibi	^{99m} Tc	MIBI	Stamicis/ Technescan Sestamibi/ Mibitec		13	CIPR n°80
Exploration thyroïdienne	Iodure de sodium [123-I]	¹²³ I	-	Iodure de sodium (123-I) / Sodium iodide	53	27	CIPR n°128
Exploration thyroïdienne	Pertechnétate de sodium	^{99m} Tc	^{99m} Tc04 · Na ⁺	Drytec/Ultra Technekow FM/Tekcis		20	CIPR n°80
Exploration thyroïdienne / Mesure de fixation thyroïdienne	Iodure de sodium [131-I]	¹³¹ I	-	Iodure de sodium (131-I)	54	31-32	CIPR n°128
Détection des tumeurs des tissus dérivés de la crête neurale / neuroblastomes / hyperplasie medullo-surrénalienne	Iobenguane [123-I]	¹²³ I	MIBG – 123-I	Adreview/MIBG-123		28	CIPR n°80
Exploration de la fonction corticosurrénale	6-Iodométhylnorcholestérol [131-I]	¹³¹ I	-	Norcholestérol Iode (131 I)		30	CIPR n°80

Organe / Indication principale	Dénomination Commune Internationale (DCI)	Radio-élément	Sigle	Nom déposé	Ce rapport Page n°	Rapport SFPM n°19-2001 Page n°	Source
Explorations pulmonaires							
Exploration de la perfusion pulmonaire	Macro-agrégats d'albumine humaine	^{99m} Tc	MAA	TechneScan Lyomaa/Pulmocis		17	CIPR n°80
Exploration de la ventilation pulmonaire	Technétium	^{99m} Tc	-	Technegas		23	CIPR n°80
Exploration de la ventilation pulmonaire	[^{81m} Kr] sous forme de chlorure de rubidium (⁸¹ Rb)	^{81m} Kr	-	Kryptoscan/AMCY Kryptogas		12	CIPR n°53
Système ostéo-articulaire							
Exploration du squelette	Acide 3,3-diphosphono-1,2-propane dicarboxylique	^{99m} Tc	DPD	Teceos		31 (phosphates et phosphonates)	CIPR n°80
Exploration du squelette	Oxidronate de sodium	^{99m} Tc	HDP	Osteocis/TechneScan HDP		21	CIPR n°80
Exploration de la moelle osseuse	Nanocolloïdes d'albumine humaine	^{99m} Tc	-	Nanocoll	63 (inj. IV)		Notice du fabricant
Détection de foyers infectieux ostéo-articulaires	Examétazime	^{99m} Tc	HMPAO	Marquage cellulaire isotopique : leucocytes (ou polynucléaires) marqués à l'HMPAO- ^{99m} Tc (Ceretek)		17 (Leucocytes)	CIPR n°80
Détection de foyers infectieux ostéo-articulaires	Oxinate d'indium [¹¹¹ In]	¹¹¹ In	-	Marquage cellulaire isotopique : leucocytes (ou polynucléaires) marqués au ¹¹¹ In		26 (Leucocytes)	CIPR n°53

Organe / Indication principale	Dénomination Commune Internationale (DCI)	Radio- élément	Sigle	Nom déposé	Ce rapport Page n°	Rapport SFPM n°19-2001 Page n°	Source
Lymphographie et système lymphoïde							
Lymphographie (ganglions sentinelles)	Sulfure de rhénium colloïdal (nanocolloïdes)	^{99m} Tc	-	Nanocis	62		Notice du fabricant
Lymphographie (ganglions sentinelles)	Nanocolloïdes d'albumine humaine	^{99m} Tc	-	Nanocoll / ROTOP-NanoHSA	62, 63		CIPR 106, notice du fabricant
Explorations oncologiques et syndromes inflammatoires et infectieux							
Diagnostic et localisation de tumeurs neuroendocrines et de tumeurs carcinoïdes	Pentétréotide [¹¹¹ In]	¹¹¹ In	-	Octreoscan		26	CIPR n°80
Détection d'infections de tissus mous/maladies inflammatoires de l'intestin	Examétazime	^{99m} Tc	HMPAO	Marquage cellulaire isotopique : leucocytes (ou polynucléaires) marqués à l'HMPAO- ^{99m} Tc		17 (leucocytes)	CIPR n°80
Détection d'infections de tissus mous/maladies inflammatoires de l'intestin	Oxinate d'indium [¹¹¹ In]	¹¹¹ In	-	Marquage cellulaire isotopique : leucocytes (ou polynucléaires) marqués au ¹¹¹ In		26 (Leucocytes)	CIPR n°53
Recherche de foyers infectieux ou inflammation (ostéomyélite)	Sulésomab	^{99m} Tc		LeuKoScan		23	Notice du fabricant
Hématologie isotopique							
Durée de vie des hématies/volume sanguin	Chromate de sodium [⁵¹ Cr]	⁵¹ Cr	-	Marquage cellulaire isotopique : érythrocytes marqués au ⁵¹ Cr		8 (hématies)	CIPR n°53
Volume globulaire	Pyrophosphate d'étain + Pertechnétate de sodium	^{99m} Tc	PYP + ^{99m} TcO ₄ · Na ⁺	1) sensibilisation des érythrocytes au PYP ; 2) marquage <i>in vitro</i> des érythrocytes au ^{99m} Tc		16 (hématies)	CIPR n°80
Durée de vie des plaquettes	Oxinate d'indium [¹¹¹ In]	¹¹¹ In	-	Marquage cellulaire isotopique : plaquettes marquées à l' ¹¹¹ In		26 (plaquettes)	CIPR n°53

Organe / Indication principale	Dénomination Commune Internationale (DCI)	Radio-élément	Sigle	Nom déposé	Ce rapport Page n°	Rapport SFPM n°19-2001 Page n°	Source
TEP (AMM)							
Diagnostic et localisation tumorale / suivi de réponse thérapeutique / détection récurrences tumorales, métastases	Fludésoxyglucose [18-F]	¹⁸ F	18F-FDG	Efdegé/Flucis/Fludésoxyglucose [18F]- IBA/Glucotep/Glucotrace/Glucosan/Metatrace FDG	56		CIPR n°106
Diagnostic différentiel Parkinson / Diagnostic et localisation tumorale / détection récurrences tumorales, métastases	6-Fluoro-[18-F]-L-Dopa (<i>Fluorodopa</i>)	¹⁸ F	18F-DOPA	Dopacis/IASOdopa	56		CIPR n°106
Diagnostic et localisation tumorale (prostate, carcinome hépatocellulaire)	Fluorocholine [18-F]	¹⁸ F	18F-FCHOLINE	IASOcholine/Prostatep/Fluorocholine [18F]/Fluorochol	56		CIPR n°128
Détection lésion osseuse /Détection récurrences tumorales, métastases/Douleur dorsolombaire	Fluorure de sodium [18-F]	¹⁸ F	18F-FNa	IASOfu/CISNAF/NaF Metatrace	57		CIPR n°128
Évaluation de la densité des plaques bêta-amyloïdes	Florbétapir [18-F]	¹⁸ F	18F-AV-45	Amyvid	57		[38]
Évaluation de la densité des plaques bêta-amyloïdes	Florbétaben [18-F]	¹⁸ F	-	Neuraceq	57		Notice du fabricant
Évaluation de la densité des plaques bêta-amyloïdes	Flutémétamol [18-F]	¹⁸ F	-	Vizamyl	58		[40]

Organe / Indication principale	Dénomination Commune Internationale (DCI)	Radio-élément	Sigle	Nom déposé	Ce rapport Page n°	Rapport SFPM n°19-2001 Page n°	Source
TEP (AMM)							
Présence des récepteurs des œstrogènes dans les cas de cancer du sein	16 α -[18-F]-fluoro-17 β -estradiol	¹⁸ F	18F-FES	Estrotep	60		[41]
Diagnostic et localisation de tumeurs neuroendocrines	68-Ga-DOTATOC	⁶⁸ Ga	68Ga-DOTATOC	SomaKit TOC/IASOtoc	59		[37], d'après [42]
TEP (recherche)							
Détection de la prolifération tumorale / Stratifier l'évolution de la tumeur / Détecter les métastases	3'-deoxy-[18-F]-3'-fluorothymidine	¹⁸ F	18F-FLT	(Iason)	58		CIPR n°128
Évaluation de l'hypoxie tumorale	Fluoromisonidazole [18-F]	¹⁸ F	18F-FMISO	(Cyclopharma)	58		[43]
Exploration myocardique	Chlorure de rubidium [82-Rb]	⁸² Rb	-	Cardiogen-82	59		CIPR n°128
Diagnostic et localisation de tumeurs neuroendocrines	68-Ga-DOTANOC	⁶⁸ Ga	68Ga-DOTANOC		59		[44]
Diagnostic et localisation de tumeurs neuroendocrines	68-Ga-DOTATATE	⁶⁸ Ga	68Ga-DOTATATE		60		[45]
Diagnostic et localisation de tumeurs cérébrales	O-(2-[18-F]-fluoroethyl)-L-tyrosine	¹⁸ F	18F-FET		60		CIPR n°128
Exploration thyroïdienne	Iodure de sodium [124-I]	¹²⁴ I	-		61		CIPR n°128

ANNEXE 2

Tableaux dosimétriques

^{123}I					
IOFLUPANE (DaTSCAN®)					
injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE					
($\mu\text{Gy}/\text{MBq}$)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Vésicule biliaire	180	210	270	470	1500
Paroi du colon	160	200	340	550	1000
Paroi de l'intestin grêle	63	80	130	210	380
Cerveau	29	29	30	34	46
Ovaires	37	49	76	110	200
Testicules	7,0	9,2	16	26	48
Utérus	23	30	50	78	140
Dose efficace ($\mu\text{Sv}/\text{MBq}$)	48	62	98	158	298

Les doses absorbées sont tirées de la publication 106 de la CIPR [6].

^{201}Tl					
CHLORURE DE THALLIUM					
injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE					
($\mu\text{Gy}/\text{MBq}$)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Reins	480	580	820	1 200	2 200
Surfaces osseuses	380	390	690	1 200	1 900
Paroi du colon	250	320	550	920	1 800
Myocarde	190	240	380	600	1 100
Ovaires	120	120	290	490	1 100
Testicules	180	410	3 100	3 600	4 900
Utérus	50	62	99	150	270
Dose efficace ($\mu\text{Sv}/\text{MBq}$)	151	214	578	830	1 433

Les doses absorbées sont tirées de la publication 106 de la CIPR [6].

^{99m}Tc TÉTROFOSMIN (après effort) injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Vésicule biliaire	27	31	41	72	230
Paroi vésicale	14	18	27	35	49
Paroi du colon	18	22	37	58	110
Myocarde	5,2	6,5	9,7	15	36
Ovaires	7,7	9,6	14	21	25
Testicules	3,4	4,3	6,6	10	18
Utérus	7,0	8,7	13	20	32
Dose efficace (μSv/MBq)	6,5	8,3	13	19	34

Les doses absorbées sont tirées de la publication 106 de la CIPR [6].

^{99m}Tc TÉTROFOSMIN (au repos) injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Vésicule biliaire	36	41	53	93	300
Paroi du colon	24	31	50	79	143
Parois vésicale	17	22	32	42	56
Myocarde	4,7	5,9	8,9	13	23
Ovaires	8,8	11	16	24	40
Testicules	3,1	3,9	6,2	9,6	17
Utérus	7,8	9,7	15	22	35
Dose efficace (μSv/MBq)	7,3	9,5	15	23	39

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

^{99m}Tc ÉTHYLÈNE DICYSTÉINE (Edicis®) – Fonction normale injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE ($\mu\text{Gy}/\text{MBq}$)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Paroi vésicale	95	120	170	220	260
Reins	3,4	4,1	5,9	8,5	14
Paroi du colon	3,2	4,0	6,2	7,8	8,8
Ovaires	4,9	6,2	9,0	11	12
Testicules	3,4	4,8	8,4	11	13
Utérus	11	13	20	24	26
Dose efficace ($\mu\text{Sv}/\text{MBq}$)	6,6	8,3	12	15	18

Les doses absorbées sont tirées de la publication 106 de la CIPR [6].

^{99m}Tc ÉTHYLÈNE DICYSTÉINE (Edicis®) – Fonction anormale injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE ($\mu\text{Gy}/\text{MBq}$)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Paroi vésicale	44	56	81	100	130
Reins	11	13	18	26	45
Paroi du colon	3,4	4,4	6,7	9,6	14
Ovaires	4,3	5,4	7,9	11	16
Testicules	2,9	3,9	6,4	9,2	14
Utérus	6,9	8,3	13	17	22
Dose efficace ($\mu\text{Sv}/\text{MBq}$)	4,7	6,0	8,9	12	18

Les doses absorbées sont tirées de la publication 106 de la CIPR [6].

^{99m}Tc ÉTHYLÈNE DICYSTÉINE (Edicis®) – Blocage rénal injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE ($\mu\text{Gy}/\text{MBq}$)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Paroi vésicale	49	62	91	120	140
Reins	200	240	340	480	840
Rate	10	13	19	27	41
Ovaires	3,6	4,7	7,2	10	14
Testicules	1,8	2,5	4,5	6,1	8,4
Utérus	6,5	7,9	12	16	20
Dose efficace ($\mu\text{Sv}/\text{MBq}$)	9,8	12	18	24	37

Les doses absorbées sont tirées de la publication 106 de la CIPR [6].

¹²³I					
IODURE DE SODIUM – Fixation normale					
injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE					
($\mu\text{Gy}/\text{MBq}$)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Thyroïde	4300	6800	10000	22000	41000
Paroi vésicale	70	89	130	170	210
Paroi de l'estomac	58	76	110	180	350
Ovaires	6,4	8,3	13	19	32
Testicules	4,4	5,8	9,9	15	25
Utérus	9,8	12	20	28	41
Dose efficace ($\mu\text{Sv}/\text{MBq}$)	231	360	530	1 147	2 134

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹²³I					
IODURE DE SODIUM – Fixation faible					
injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE					
($\mu\text{Gy}/\text{MBq}$)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Thyroïde	2700	4300	6400	14000	26000
Paroi vésicale	77	98	140	180	230
Paroi de l'estomac	64	84	120	190	390
Ovaires	7,1	9,1	14	21	35
Testicules	4,8	6,4	11	16	27
Utérus	11	13	22	31	45
Dose efficace ($\mu\text{Sv}/\text{MBq}$)	152	237	352	749	1 390

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹²³I					
IODURE DE SODIUM – Fixation forte					
injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE					
($\mu\text{Gy}/\text{MBq}$)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Thyroïde	6000	9600	14000	31000	58000
Paroi vésicale	63	80	120	150	190
Paroi de l'estomac	51	67	94	160	310
Ovaires	5,7	7,4	11	17	29
Testicules	3,9	5,2	8,8	13	22
Utérus	8,8	11	18	25	37
Dose efficace ($\mu\text{Sv}/\text{MBq}$)	314	498	728	1 593	2 978

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹²³I					
IODURE DE SODIUM – blocage thyroïdien injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Thyroïde	250	410	620	1400	2500
Paroi vésicale	87	110	160	210	260
Paroi de l'estomac	74	96	130	220	450
Ovaires	8,1	10	16	24	39
Testicules	5,5	7,3	12	19	31
Utérus	12	15	25	35	51
Dose efficace (μSv/MBq)	31	45	66	125	223

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹³¹I					
IODURE DE SODIUM – Fixation normale administration orale					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Thyroïde	430000	690000	1000000	2200000	3600000
Paroi de l'estomac	710	950	1400	2400	5000
Paroi vésicale	390	510	790	1100	1500
Ovaires	36	49	82	150	330
Testicules	23	32	56	100	230
Utérus	40	53	89	150	320
Dose efficace (μSv/MBq)	21 681	34 739	50 380	110 656	181 354

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹³¹I					
IODURE DE SODIUM – Fixation faible administration orale					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Thyroïde	280000	450000	670000	1400000	2300000
Paroi de l'estomac	770	1000	1500	2500	5300
Paroi vésicale	450	580	890	1200	1600
Ovaires	37	49	80	130	280
Testicules	24	32	56	95	200
Utérus	42	54	90	150	280
Dose efficace (μSv/MBq)	14 179	22 733	33 868	70 613	116 255

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹³¹I IODURE DE SODIUM – Fixation forte administration orale					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Thyroïde	580000	940000	1400000	3000000	4900000
Paroi de l'estomac	660	880	1300	2200	4700
Paroi vésicale	340	440	680	950	1300
Ovaires	35	49	84	160	370
Testicules	22	31	57	110	270
Utérus	38	51	89	160	360
Dose efficace (μSv/MBq)	29 183	47 244	70 395	150 684	246 460

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹³¹I IODURE DE SODIUM – blocage thyroïdien administration orale					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Thyroïde	2200	3600	5600	13000	25000
Paroi de l'estomac	870	1100	1600	2800	5900
Paroi vésicale	540	700	1100	1400	1800
Ovaires	38	49	76	110	200
Testicules	25	33	55	84	150
Utérus	45	56	90	130	210
Dose efficace (μSv/MBq)	285	403	619	1 204	2 333

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹⁸F					
FLUDESXYGLUCOSE [18-F] (FDG)					
injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE					
(μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Paroi vésicale	130	160	250	340	470
Myocarde	67	87	130	210	380
Cerveau	38	39	41	46	63
Ovaires	14	18	27	43	76
Testicules	11	14	24	37	66
Utérus	18	22	36	54	90
Dose efficace (μSv/MBq)	19	24	38	56	95

Les doses absorbées sont tirées de la publication 106 de la CIPR [6].

¹⁸F					
6-FLUORO-[18-F]-L-DOPA (FDOPA)					
injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE					
(μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Paroi vésicale	300	380	570	780	1000
Reins	31	37	52	78	140
Paroi du colon	15	18	27	41	63
Ovaires	17	22	33	47	74
Testicules	13	18	30	45	70
Utérus	28	33	53	75	110
Dose efficace (μSv/MBq)	26	33	50	71	102

Les doses absorbées sont tirées de la publication 106 de la CIPR [6]. La paroi vésicale contribue pour 51% à la dose efficace.

¹⁸F					
FLUOROCHOLINE [18-F] (FCHOLINE)					
injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE					
(μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Reins	97	120	160	240	430
Foie	61	80	120	180	330
Paroi vésicale	59	75	110	160	220
Ovaires	13	16	26	40	72
Testicules	9,8	13	20	31	57
Utérus	15	18	29	44	76
Dose efficace (μSv/MBq)	19	24	37	57	101

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹⁸F		FLUORURE DE SODIUM [18-F] (FNa) injection intraveineuse				
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)						
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an	
Paroi Vésicale	150	190	280	390	540	
Surfaces osseuses	94	75	120	210	480	
Moelle osseuse rouge	37	39	76	180	440	
Ovaires	8,3	11	15	22	36	
Testicules	6,1	8,3	14	20	32	
Utérus	13	15	24	35	50	
Dose efficace (μSv/MBq)	18	21	33	56	107	

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹⁸F		FLORBETAPIR [18-F] (18F-AV-45) injection intraveineuse	
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)			
Organes	Adulte		
Vésicule biliaire	143		
Intestin grêle	66		
Paroi du colon	54		
Ovaires	18		
Testicules	6,8		
Utérus	16		
Dose efficace (μSv/MBq)	19		

Les doses absorbées sont extraites des données de la littérature [38].

¹⁸F		FLORBETABEN [18-F] injection intraveineuse	
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)			
Organes	Adulte		
Vésicule biliaire	137		
Paroi vésicale	70		
Foie	39		
Ovaires	16		
Testicules	9,1		
Utérus	16		
Dose efficace (μSv/MBq)	19		

Les doses absorbées sont extraites de la notice du fabricant.

¹⁸F		FLUTEMETAMOL [18-F] injection intraveineuse	
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)			
Organes	Adulte		
Vésicule biliaire	287		
Intestin grêle	155		
Paroi du colon	134		
Ovaires	33		
Testicules	5		
Utérus	27		
Dose efficace (μSv/MBq)	34		

Les doses absorbées sont extraites des données de la littérature [40].

¹⁸F		FLUOROTHYMIDINE [18-F] (FLT) injection intraveineuse				
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)						
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an	
Foie	48	63	94	140	260	
Reins	43	51	72	110	190	
Paroi vésicale	23	28	42	62	92	
Ovaires	12	15	24	36	66	
Testicules	8,8	11	17	27	52	
Utérus	12	15	24	37	66	
Dose efficace (μSv/MBq)	15	19	29	46	87	

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹⁸F		FLUOROMISONIDAZOLE [18-F] (FMISO) injection intraveineuse	
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)			
Organes	Adulte		
Paroi vésicale	21		
Cœur	19		
Foie	18		
Pancréas	18		
Ovaires	18		
Testicules	15		
Utérus	18		
Dose efficace (μSv/MBq)	13		

Les doses absorbées sont extraites des données de la littérature [43].

⁸²Rb					
CHLORURE DE RUBIDIUM [82-Rb] (effort/repos) injection intraveineuse					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Reins	9,3	11	16	24	43
Cœur	4,0	5,2	8,2	13	24
Poumons	2,6	3,8	5,5	8,5	17
Pancréas	2,6	3,7	7,6	9,7	21
Ovaires	0,5	0,5	1,2	2,0	4,4
Testicules	0,3	0,3	0,5	0,8	1,5
Utérus	1,0	1,1	15	23	41
Dose efficace (μSv/MBq)	1,0	1,4	3,0	5,0	9,3

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

⁶⁸Ga	
DOTATOC [68-Ga] injection intraveineuse	
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)	
Organes	Adulte
Reins	230
Rate	230
Glandes surrénales	79
Ovaires	12
Testicules	8,0
Utérus	15
Dose efficace (μSv/MBq)	23

Les doses absorbées sont tirées des recommandations PEDDOSE [37] (moyenne homme/femme), extraites des données de la littérature [42].

⁶⁸Ga	
DOTANOC [68-Ga] injection intraveineuse	
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)	
Organes	Adulte
Reins	90
Paroi vésicale	84
Rate	73
Ovaires	10
Testicules	7,5
Utérus	11
Dose efficace (μSv/MBq)	17

Les doses absorbées sont extraites des données de la littérature [44].

⁶⁸Ga		DOTATATE [68-Ga] injection intraveineuse	
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)			
Organes	Adulte		
Rate	282		
Paroi vésicale	125		
Reins	92		
Ovaires	13		
Testicules	11		
Utérus*	15		
Dose efficace (μSv/MBq)	26		

Les doses absorbées sont extraites des données de la littérature [45]. *La contribution à l'utérus est estimé (cohorte de 6 patients masculins).

¹⁸F		16α-[18-F]-FLUORO-17β- ESTRADIOL (FES) injection intraveineuse	
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)			
Organes	Adulte		
Foie	126		
Vésicule biliaire	102		
Paroi vésicale	50		
Ovaires	18		
Testicules	12		
Utérus	39		
Dose efficace (μSv/MBq)	22		

Les doses absorbées sont extraites des données de la littérature [41].

¹⁸F		O-(2-[18-F]-FLUOROETHYL)-L-TYROSINE (FET) injection intraveineuse				
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)						
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an	
Paroi vésicale	85	110	160	220	300	
Reins	27	33	46	69	120	
Foie	17	22	32	48	88	
Ovaires	15	18	28	43	77	
Testicules	12	16	25	38	70	
Utérus	17	21	34	51	86	
Dose efficace (μSv/MBq)	17	21	31	47	82	

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹²⁴I IODURE DE SODIUM – Fixation normale administration orale					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Thyroïde	260000	410000	620000	1300000	2300000
Paroi de l'estomac	880	1200	1600	2800	5700
Paroi vésicale	510	640	970	1300	1700
Ovaires	67	88	140	230	450
Testicules	38	52	89	150	290
Utérus	77	99	160	260	460
Dose efficace (μSv/MBq)	13 233	20 805	31 458	65 769	116 502

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹²⁴I IODURE DE SODIUM – Fixation faible administration orale					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Thyroïde	170000	260000	400000	850000	1400000
Paroi de l'estomac	950	1200	1700	2900	6000
Paroi vésicale	580	730	1100	1500	1900
Ovaires	72	93	150	230	420
Testicules	42	56	95	150	280
Utérus	84	110	180	260	440
Dose efficace (μSv/MBq)	8 732	13 294	20 447	43 233	71 415

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹²⁴I IODURE DE SODIUM – Fixation forte administration orale					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Thyroïde	350000	560000	840000	1800000	3100000
Paroi de l'estomac	820	1100	1500	2600	5300
Paroi vésicale	440	560	850	1100	1500
Ovaires	62	83	140	230	480
Testicules	35	48	83	140	300
Utérus	70	91	150	250	480
Dose efficace (μSv/MBq)	17 733	28 305	42 471	90 791	156 580

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

¹²⁴I					
IODURE DE SODIUM – blocage thyroïdien administration orale					
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)					
Organes	Adulte	15 ans	10 ans	5 ans	1 an
Thyroïde	2400	3900	6000	13000	25000
Paroi de l'estomac	1100	1400	1900	3300	6600
Paroi vésicale	700	890	1300	1700	2200
Ovaires	80	100	150	230	370
Testicules	48	63	110	160	260
Utérus	97	120	190	280	420
Dose efficace (μSv/MBq)	353	490	727	1 340	2 528

Les doses absorbées sont tirées de la publication 128 de la CIPR [8].

^{99m}Tc				
COLLOÏDES DE PETITE TAILLE (nanocolloïdes d'albumine humaine) Injection intra-tumorale				
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)				
Organes	Excision 6 h p.i.		Excision 18 h p.i.	
	Adulte	15 ans	Adulte	15 ans
Cœur	4,1	5,2	7,1	9,1
Seins*	3,6	3,9	6,4	6,9
Poumons	3,6	3,9	6,4	6,9
Œsophage	3,6	5,0	6,2	8,7
Thymus	3,6	5,0	6,2	8,7
Ovaires	0,04	0,05	0,07	0,08
Utérus	0,04	0,06	0,07	0,11
Dose efficace (μSv/MBq)	1,2	1,5	2,0	2,6

Les doses absorbées sont tirées de la publication 106 de la CIPR [6]. *La dose au sein est supposée être identique à celle des poumons. Pas de passage du MRP dans la circulation systémique.

^{99m}Tc	
COLLOÏDES DE GRANDE TAILLE (Nanocis®) Injection sous-cutanée	
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE (μGy/MBq)	
Organes	Adulte
Seins	56
Cœur	10
Thymus	10
Poumons	7,9
Ovaires	0,1
Testicules	0,1
Dose efficace (μSv/MBq)	4,7

Les doses absorbées sont extraites de la notice du fabricant. Hypothèse d'une injection sous-cutanée dans le sein et d'un drainage lymphatique de 20 % de l'activité administrée.

^{99m}Tc		
COLLOÏDES DE PETITE TAILLE (nanocolloïdes d'albumine humaine) Injection sous-cutanée		
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE ($\mu\text{Gy}/\text{MBq}$)		
	<i>Nanocoll[®]</i>	<i>ROTOP-NanoHSA[®]</i>
Organes	Adulte	Adulte
Site d'injection	12000	12000
Ganglions lymphatiques	590	590
Foie	16	16
Paroi vésicale	9,7	4,1
Rate	4,1	9,7
Moelle osseuse rouge	5,7	5,7
Ovaires	5,9	5,9
Testicules	3,5	3,5
Dose efficace ($\mu\text{Sv}/\text{MBq}$)	5,6	4,6

Les doses absorbées sont extraites de la notice du fabricant.

^{99m}Tc	
COLLOÏDES DE PETITE TAILLE (<i>Nanocoll[®]</i>) Injection intraveineuse	
DOSE ABSORBÉE PAR UNITÉ D'ACTIVITÉ ADMINISTRÉE ($\mu\text{Gy}/\text{MBq}$)	
Organes	Adulte
Foie	78
Paroi vésicale	25
Rate	18
Moelle osseuse rouge	14
Ovaires	3,2
Testicules	1,1
Dose efficace ($\mu\text{Sv}/\text{MBq}$)	11

Les doses absorbées sont extraites de la notice du fabricant.

ANNEXE 3

Doses efficaces obtenues selon la nouvelle méthodologie de la CIPR 103

Examens scintigraphiques (sigle)	Dose efficace par unité d'activité administrée ($\mu\text{Sv}/\text{MBq}$)		
	CIPR103 (1)	CIPR 60 (2)	Écart relatif (%)
	[⁵⁵]	Rapports SFPM	(1-2)/2
¹⁸ F-FDG	17,1	19,0	-10,0%
¹⁸ F-DOPA	15,7	26,0	-39,6%
⁵¹ Cr-EDTA	1,4	2,1	-31,9%
^{99m} Tc-Colloïdes de petite taille (6 h p.i.)	2,2	1,2	86,7%
^{99m} Tc-Colloïdes de petite taille (18 h p.i.)	4,0	2,0	98,0%
^{99m} Tc-Ethylène dicystéine (normal)	3,7	6,6	-44,5%
^{99m} Tc-HMPAO	9,8	9,3	5,2%
^{99m} Tc-TBIDA	9,7	15,0	-35,1%
^{99m} Tc-MAA	14,0	11,0	27,3%
^{99m} Tc-MAG3 (normal)	4,0	7,4	-45,9%
^{99m} Tc-MIBI (repos)	6,6	8,5	-22,2%
^{99m} Tc-MIBI (effort)	6,3	7,4	-15,0%
^{99m} TcO ₄ · Na ⁺	15,8	12,0	31,7%
^{99m} TcO ₄ · Na ⁺ (blocage thyroïdien)	4,0	4,3	-6,5%
^{99m} Tc-HDP	4,0	5,8	-31,2%
PYP + ^{99m} TcO ₄ · Na ⁺ (marquage érythrocytes)	11,1	6,9	60,9%
^{99m} Tc-Technegas	19,0	16,0	18,8%
^{99m} Tc-Tétrofosmin (repos)	6,2	7,3	-15,8%
^{99m} Tc-Tétrofosmin (effort)	5,7	6,5	-12,8%
^{99m} Tc-HMPAO-Leucocytes	10,2	11,0	-7,3%
¹¹¹ In-Pentétréotide	59,3	55,0	7,8%
¹²³ I-Ioflupane	36,5	48,0	-24,0%
¹²³ I-MIBG	16,7	13,0	28,5%
²⁰¹ Tl	102,0	151,0	-32,5%

Comparaison des doses efficaces obtenues selon la nouvelle méthodologie de la CIPR (nouveaux modèles, nouveaux facteurs de pondération tissulaire) d'après [⁵⁵] avec les doses efficaces issues des rapports de la SFPM (modèles stylisés, anciens facteurs de pondération tissulaire) pour une sélection d'exams courants en médecine nucléaire.

ANNEXE 4

Recommandations en cas d'allaitement maternel après administration de radiopharmaceutique

MRP	Activité utilisée pour le calcul (MBq)	Temps d'interruption temporaire de l'allaitement (heure)
¹⁸ F-FDG	300	0
^{81m} Kr	2500	0
¹¹¹ In – pentétréotide	220	0
¹²³ I	10	Arrêt définitif
²⁰¹ Tl	40	0
²⁰¹ Tl	110	24
^{99m} Tc-HDP	700	0
^{99m} Tc-Technegas	40	0
^{99m} Tc-MAA	240	24
^{99m} Tc-MIBI	300	0
^{99m} Tc-MIBI	800	0
^{99m} Tc-DMSA	120	0
^{99m} Tc-MAG3	200	0
^{99m} Tc-DTPA	370	0
^{99m} Tc-Pyrophosphate	850	0
^{99m} Tc-TcO ₄ · Na ⁺	80	48
^{99m} Tc-nanocolloïdes	200	0
^{99m} Tc-HMPAO	500	0

Recommandations générales d'interruption temporaire de l'allaitement

ANNEXE 5

Tableaux de recommandations
d'activité administrée en MN

Marqueur	Vecteur / Nom déposé	Organe/Indication principale	EANM			RCP			SFMN			NRD	COMMENTAIRES		
		Unité (MBq)	Min	Max	Usuelle	Min	Max	En moyenne	Min	Max	En moyenne	Version 2011			
Système nerveux central															
^{99m} Tc	HMPAO	Évaluation de la perfusion régionale cérébrale	555	1110	740	350	500		750	900		500			
¹²³ I	DaTSCAN	Détection perte des terminaisons neuronales dopaminergiques	150	250	185	110	185		110	185					
Système cardiovasculaire															
²⁰¹ Tl	Thallium	Stress - Redistribution	74	111		52*	110					105*	110	*Rapportée pour un patient de 70kg	
		Réinjection			37							35*		*Rapportée pour un patient de 70kg	
		Repos - Redistribution						37*	105*	140*			40	*Rapportée pour un patient de 70kg	
^{99m} Tc	Sestamibi/Tetrofosmine	Protocole 1 jour												*Rapportée pour un patient de 70kg	
		Stress - Redistribution	250	400		400	500					259*	300	*Rapportée pour un patient de 70kg	
		Repos - Redistribution	750	1200		1200	1500					770*	800	*Rapportée pour un patient de 70kg	
		Protocole 2 jours													
		Stress - Redistribution	350	700		600	900					770	850		
¹²³ I	Adreview	Innervation sympathique du myocarde				200	400								
^{99m} Tc	Angiocis	Ventriculographie isotopique	500	1050	800	740	925		490*	1100		850	*Rapportée pour un patient de 70kg		
^{99m} Tc	Vasculocis	Ventriculographie isotopique	370	925	800	350	1000		490*	1100		850	*Rapportée pour un patient de 70kg		
Fonction digestive															
^{99m} Tc	Phytacis	Exploration de la fonction hépatique				37	100								
^{99m} Tc	Hépatate	Exploration de la fonction hépatique et splénique				80	200							Imagerie dynamique	

Marqueur	Vecteur / Nom déposé	Organe/Indication principale	EANM			RCP			SFMN			NRD	COMMENTAIRES
		Unité (MBq)	Min	Max	Usuelle	Min	Max	En moyenne	Min	Max	En moyenne	Version 2011	
Fonction digestive													
^{99m} Tc	Hépatate	Exploration de la fonction hépatique et splénique				40	200						Imagerie statique
^{99m} Tc	Nanocis	Exploration/Reflux gastro-œsophagien				3,5	12						
^{99m} Tc	Cholédiam	Exploration de la fonction hépatique/biliaire (transit hépatobiliaire)				150	300						
^{99m} Tc	Pertéchnétate de sodium	Glandes salivaires						40					
^{99m} Tc	Pertéchnétate de sodium	Diverticules de Meckel						400					
^{99m} Tc		Vidange gastrique phytates de ^{99m} Tc avec l'omelette							37	55			
^{99m} Tc	Pertéchnétate de sodium + PYP	Recherche d'hémorragies digestives		784*		740	925						*Rapportée pour un patient de 70kg
Exploration rénale													
^{99m} Tc	MAG3	Exploration de la fonction rénale				40	200			200		200	Scintigraphie rénale dynamique pouvant être combinée avec la détermination du débit de filtration glomérulaire
^{99m} Tc	Edicis	Exploration de la fonction rénale				90	120						
^{99m} Tc	DTPA	Exploration rénale/débit de filtration glomérulaire				37	370					370	Détermination du débit de filtration glomérulaire seul
^{99m} Tc	DTPA	Débit de filtration glomérulaire				1,8	3,7						
^{99m} Tc	DMSA	Exploration de la fonction rénale				30	120			100			
⁵¹ Cr	EDTA	Débit de filtration glomérulaire							6*	7*			*Rapportée pour un patient de 70kg
Glandes Endocrines													
^{99m} Tc	MIBI	Exploration parathyroïdienne	200	740		200	750		400	740			
¹²³ I	Iodure de sodium	Exploration parathyroïdienne + thyroïdienne	10	20				15	10	15		10	

Marqueur	Vecteur / Nom déposé	Organe/Indication principale	EANM			RCP			SFMN			NRD	COMMENTAIRES
		Unité (MBq)	Min	Max	Usuelle	Min	Max	En moyenne	Min	Max	En moyenne	Version 2011	
Glandes Endocrines													
^{99m} Tc	Pertéchnétate de sodium	Exploration parathyroïdienne	75	150		20	80		50	150			
¹³¹ I	Iodure de sodium	Exploration thyroïdienne /Mesure de fixation thyroïdienne	2	10					2	5			
¹²³ I	Adreview/MIBG	Détection de tumeurs des tissus dérivés de la crête neuronale/neuroblastomes.Hyperplasie medullo- surrénalienne			400			200	80	300			
¹³¹ I	Norcholestérol	Exploration de la fonction corticosurrénale				20	40		20	40			Remarque SFMN : pour un adulte de 50 – 60 kg
Explorations pulmonaires													
^{99m} Tc	TechneScan Lyomaa	Exploration de la perfusion pulmonaire			100-120	40	200		40	300		240	Remarques EANM : Pour SPECT et rapport V/P de 4 SFMN : activité déposée dans les poumons *Rapportée pour un patient de 70kg
^{99m} Tc	Technegas	Exploration de la ventilation pulmonaire			25-30				20	40			
^{81m} Kr	Kryptoscan	Exploration de la ventilation pulmonaire						1260*	40	400			
Système OstéoArticulaire													
^{99m} Tc	Osteocis/Teceos	Exploration du squelette	300	740	500	300	700		560*	700*		700	*Rapportée pour un patient de 70kg
^{99m} Tc	Nanocoll	Exploration de la moelle osseuse				185	500						
^{99m} Tc	HMPAO-Leucocytes	Détection de foyers infectieux ostéo articulaires	185	370				200					
¹¹¹ In	Leucocytes marqués	Détection de foyers infectieux ostéo articulaires	10	18,5		7	30						
Lymphographie et système lymphoïde													
^{99m} Tc	Nanocis	Mélanome				10	100				40		Par voie intradermique répartis en 4 dépôts autour de la tumeur

Marqueur	Vecteur / Nom déposé	Organe/Indication principale	EANM			RCP			SFMN			NRD	COMMENTAIRES
		Unité (MBq)	Min	Max	Usuelle	Min	Max	En moyenne	Min	Max	En moyenne	Version 2011	
Glandes Endocrines													
^{99m} Tc	Nanocis	Cancer du sein				5	20		10	100			Une activité totale de 5 à 20 MBq (0,2 mL) répartie en une ou plusieurs injections, sous palpation ou contrôle échographique. L'activité injectée varie en fonction du temps écoulé entre l'imagerie scintigraphique et la chirurgie. Un volume maximal de 0,5 mL peut être justifié en cas de tumeur profonde. En cas de tumeur superficielle, la voie d'administration peut être soit intradermique en regard de la tumeur, soit sous-cutanée péri-tumorale. L'injection peut être réalisée en péri-aréolaire en cas de tumeur des quadrants supérieurs. En cas de tumeur profonde, la voie d'administration péri-tumorale est recommandée.
^{99m} Tc	Nanocis	Cancer de la prostate						200				100	Par voie transrectale, dans les lobes prostatiques sous contrôle échographique (une injection de 100 MBq par lobe prostatique)
^{99m} Tc	Nanocis	Cancer du pénis						60	30	40			La veille de l'intervention 60 MBq sont administrés par voie intradermique dans les 2 centimètres autour de la tumeur
^{99m} Tc	Nanocis	Cancer de la vulve				60	120		30	40			La veille de l'intervention chirurgicale, injection intradermique de 60 à 120 MBq dans 0,2 mL en 4 dépôts autour de la tumeur.

Marqueur	Vecteur / Nom déposé	Organe/Indication principale	EANM			RCP			SFMN			NRD	COMMENTAIRES
		Unité (MBq)	Min	Max	Usuelle	Min	Max	En moyenne	Min	Max	En moyenne	Version 2011	
Glandes Endocrines													
^{99m} Tc	Nanocis	Cancer épidermoïde de la tête et cou				20	40						2 à 4 injections faites sous spéculum, profondes dans le col (au moins 2 mm de profondeur) en quatre quadrants Activité par site d'injection
^{99m} Tc	Nanocis	Cancer du col							80	200			
^{99m} Tc	Nanocoll	Lymphographie				18,5	110						
Explorations oncologiques et syndromes inflammatoires infectieux													
¹¹¹ In	Octreoscan	Diagnostic et localisation de tumeur neuroendocrines et de tumeurs carcinoïdes	120	220	175	110	220		110	220			
^{99m} Tc	HMPAO-Leucocytes	Sites infectieux	185	370				200					
¹¹¹ In	Leucocytes marqués	Détection d'infections de tissus mous/maladies inflammatoires de l'intestin	10	18,5		7	30						
^{99m} Tc	LeuKoScan	Recherche de foyers infectieux ou inflammation (ostéomyélite)				740	1100						
Hématologie isotopique													
⁵¹ Cr	Chromate de sodium	Estimation du volume total de globules rouges circulants				260*	520*						*Rapportée pour un patient de 70kg
⁵¹ Cr	Chromate de sodium	Estimation de la durée de vie des globules rouges				740*	1300*						*Rapportée pour un patient de 70kg
^{99m} Tc	Pertéchnétate de sodium + PYP	Estimation du volume total de globules rouges circulants				1	5	3					Par injection intraveineuse unique, après marquage in vitro
¹¹¹ In	Oxinate d'indium	Durée de vie des plaquettes				2	4						
¹¹¹ In	Oxinate d'indium	Étude de distribution plaquettaire				4	20						

Marqueur	Vecteur / Nom déposé	Organe/Indication principale	EANM			RCP			SFMN			NRD	COMMENTAIRES
		Unité (MBq)	Min	Max	Usuelle	Min	Max	En moyenne	Min	Max	En moyenne	Version 2011	
TEP (AMM)													
¹⁸ F	FDG	Diagnostic et localisation tumorale/ suivi de réponse thérapeutique/ détection récidives tumorales, métastases			Annexe 6	100	400		150	550		350	NRD = 260 MBq (3,6 MBq/kg) proposé par l'IRSN en 2016
¹⁸ F	FDOPA	Diagnostic et localisation tumorale/ suivi de réponse thérapeutique/ détection récidives tumorales, métastases			280*	140*	280*				280*		*Rapportée pour un patient de 70kg
¹⁸ F	FDOPA	Diagnostic différentiel Parkinson				70*	140*				140*		*Rapportée pour un patient de 70kg
¹⁸ F	Fcholine	Diagnostic et localisation tumorale (prostate, carcinome hépatocellulaire)				140*	280*		280*	350*			*Rapportée pour un patient de 70kg
¹⁸ F	FNa	Détection lésion osseuse/ Détection de récidives tumorales, métastases /Douleur dorsolombaire	185	370		100	400	370	140*	350*	280*		*Rapportée pour un patient de 70kg
¹⁸ F	18-F-AV-45	Évaluation de la densité des plaques bêta-amyloïdes			370			370					
¹⁸ F	Florbétaben	Évaluation de la densité des plaques bêta-amyloïdes			300	240	360	300					
¹⁸ F	Flutémétamol	Évaluation de la densité des plaques bêta-amyloïdes			185			185					
⁶⁸ Ga	DOTATOC	Diagnostic et localisation de tumeurs neuroendocrines	100	200		100	200						
¹⁸ F	¹⁸ F-FES	Caractérisation des métastases exprimant les récepteurs des œstrogènes dans les cas de cancer du sein				140*	280*						*Rapportée pour un patient de 70kg

ANNEXE 6

Recommandations européennes pour déterminer l'activité à administrer en TEP (¹⁸F-FDG)

Régime linéaire

14 {(MBq/kg) × (min/pas)} × Poids (kg) / temps par pas (min/pas)					
OVERLAP	Activité massique (MBq/kg)				
≤ 30%	9,3	7,0	5,6	4,7	4,0
	Temps / pas (min/pas)				
Poids (kg)	2 min 30	3 min	3 min 30 s	4 min	4 min 30 s
	Activité minimale à administrer (MBq) :				
40	224	187	160	140	124
50	280	233	200	175	156
60	336	280	240	210	187
70	392	327	280	245	218
80	448	373	320	280	249
90	504	420	360	315	280
100	560	467	400	350	311
110	616	513	440	385	342

Activité minimale recommandée (MBq) à administrer en TEP (¹⁸F-FDG) d'après [89] pour les équipements TEP ayant un recouvrement des pas inférieur ou égal à 30%.

7 {(MBq/kg) × (min/pas)} × Poids (kg) / temps par pas (min/pas)					
OVERLAP	Activité massique (MBq/kg)				
> 30%	4,7	3,5	2,8	2,3	2,0
	Temps / pas (min/pas)				
Poids (kg)	1 min 30 s	2 min	2 min 30 s	3 min	3 min 30 s
	Activité minimale à administrer (MBq) :				
40	187	140	112	93	80
50	233	175	140	117	100
60	280	210	168	140	120
70	327	245	196	163	140
80	373	280	224	187	160
90	420	315	252	210	180
100	467	350	280	233	200
110	513	385	308	257	220

Activité minimale recommandée (MBq) à administrer en TEP (¹⁸F-FDG) d'après [89] pour les équipements TEP ayant un recouvrement des pas supérieur à 30%.

ANNEXE 7**Dosage pédiatrique****Carte EANM 2014**

Poids (kg)	Catégorie de MRP			Poids (kg)	Catégorie de MRP		
	A	B	C		A	B	C
3	1	1	1	32	3,77	7,29	14,00
4	1,12	1,14	1,33	34	3,88	7,72	15,00
6	1,47	1,71	2,00	36	4,00	8,00	16,00
8	1,71	2,14	3,00	38	4,18	8,43	17,00
10	1,94	2,71	3,67	40	4,29	8,86	18,00
12	2,18	3,14	4,67	42	4,41	9,14	19,00
14	2,35	3,57	5,67	44	4,53	9,57	20,00
16	2,53	4,00	6,33	46	4,65	10,00	21,00
18	2,71	4,43	7,33	48	4,77	10,29	22,00
20	2,88	4,86	8,33	50	4,88	10,71	23,00
22	3,06	5,29	9,33	52-54	5,00	11,29	24,67
24	3,18	5,71	10,00	56-58	5,24	12,00	26,67
26	3,35	6,14	11,00	60-62	5,47	12,71	28,67
28	3,47	6,43	12,00	64-66	5,65	13,43	31,00
30	3,65	6,86	13,00	68	5,77	14,00	32,33

Carte EANM : Facteur **Multiple (kg, Classe_{MRP})** en fonction du poids et de la catégorie du MRP.

Marqueur	Vecteur ou Nom déposé	Examen / organe	Classe	Activité de référence (MBq)	Activité minimale recommandée (MBq)	Rapport SFPM n°19-2001 Page n°	Ce rapport Page n°
¹²³ I	Iode	Thyroïde	C	0,6	3	27	53
¹²³ I	MIBG	Tumeurs neuroendocrines	B	28,0	37	28	
¹⁸ F	FDG Corps entier	Oncologique	B	25,9	26	7	56
¹⁸ F	FDG Cerveau	Oncologique	B	14,0	14	7	56
¹⁸ F	FNa	Oncologique	B	10,5	14	-	57
^{99m} Tc	SAH	Cœur	B	56,0	80	21	
^{99m} Tc	Marqueurs non adsorbables	Reflux gastro-œsophagien	B	2,8	10	18	
^{99m} Tc	Colloïdes de grde taille	Foie – rate	B	5,6	15	15	
^{99m} Tc	Colloïdes de ptite taille	Moelle osseuse	B	21,0	20	-	63
^{99m} Tc	DMSA	Reins	B	6,8	18,5	22	
^{99m} Tc	DTPA	Reins (fonction rénale normale)	B	14,0	20	19	
^{99m} Tc	DTPA	Reins (fonction rénale anormale)	A	34,0	20	-	
^{99m} Tc	HMPAO	Cerveau	B	51,8	100	16	
^{99m} Tc	HMPAO	Leucocytes marqués (inflammations)	B	35,0	40	17	
^{99m} Tc	TBIDA	Foie	B	10,5	20	16	
^{99m} Tc	MAA	Perfusion pulmonaire	B	5,6	10	17-18	
^{99m} Tc	MAG3	Reins	A	11,9	15	25	
^{99m} Tc	HDP	Squelette	B	35,0	40	21	
^{99m} Tc	Libre	Diverticule de Meckel	B	10,5	20	20	
^{99m} Tc	Libre	Thyroïde	B	5,6	10	20	
^{99m} Tc	Hématies	Cœur	B	56,0	80	16	
^{99m} Tc	MIBI/Tétrofosmin ¹	Cœur – épreuve de repos protocole 2 jours	B	42,0 - 63,0	80	13 et 24	51
^{99m} Tc	MIBI/Tétrofosmin ¹	Cœur – épreuve d'effort protocole 2 jours	B	42,0 - 63,0	80	13 et 24	51
^{99m} Tc	MIBI/Tétrofosmin ¹	Cœur – épreuve d'effort protocole 1 jour	B	28,0	80	13 et 24	51
^{99m} Tc	MIBI/Tétrofosmin ¹	Cœur – épreuve d'effort protocole 1 jour	B	84,0	80	13 et 24	51
^{99m} Tc	Hématies fragilisées	Rate	B	2,8	20	17	
^{99m} Tc	Technegas ²	Ventilation pulmonaire	B	70,0	100	23	

Carte EANM : Activités de Référence (AR) et Activités minimales recommandées (Am) pour 27 procédures communes de médecine nucléaire en France.

¹ : Les valeurs d'activité recommandées sont issues des guides EANM de procédures [¹¹⁵].

² : Activité chargée dans le nébuliseur (et non activité inhalée)

ANNEXE 8

Exemples de paramétrages actuels et d'évaluations dosimétriques au scanner en MN

CONSTRUCTEURS :	PHILIPS	GE	GE	SIEMENS
Modèle TEP/TDM :	Gemini TF	Discovery ST 690	Discovery 710	mCT Flow
Modèle Scanner :	Brilliance 16	LightSpeed Plus	Optima 660	Somatom AS 64
Tension du tube (kV)	120	120	120	120
Courant du tube (mA moyen)	130	60	148	10
Durée de rotation (s)	0,5	0,8	0,5	0,5
Nombre moyen de mAs électriques	65	48	74	5
Nombre de coupes par rotation	16	4	16	64
Collimation totale (mm)	24	10	40	40
Pas d'hélice (Pitch)	0,688	1,5	0,98	1,375
Épaisseur de coupe reconstruite (mm)	3	3,75	3,75	3,27
Longueur d'exploration (cm)	120	120	120	120
DOSIMÉTRIE				
IDSV (mGy)	6,3	3,5	5,7	0,3
PDL (mGy.cm)	762,0	422,0	718,0	39,0
E (mSv) CIPR 60 (homme)	9,0	5,0	7,9	0,5
E (mSv) CIPR 60 (femme)	9,5	5,2	8,4	0,5
Dose à l'utérus (mSv)	9,0	4,4	8,6	0,5

* Image utilisée uniquement pour la correction d'atténuation.

Exemples de paramétrages actuels et d'évaluations dosimétriques (CT-expo, version 2.4) pour un examen TEP/TDM corps entier (sommet du crâne/mi-cuisse).

CONSTRUCTEURS :	PHILIPS	SIEMENS
Modèle TEP/TDM :	Gemini TF	mCT Flow
Modèle Scanner :	Brilliance 16	Somatom AS 64
Tension du tube (kV)	120	100
Courant du tube (mA)	31	20
Durée de rotation (s)	1	1
Nombre moyen de mAs électriques	31	20
Nombre de coupes par rotation	16	16
Collimation totale (mm)	24	19,2
Pas d'hélice (Pitch)	0,563	0,4
Épaisseur de coupe reconstruite (mm)	3	3
Longueur d'exploration (cm)	20	20
DOSIMÉTRIE		
IDSV (mGy)	4,0	4,1
PDL (mGy.cm)	145,0	84,0
E (mSv) CIPR 60 (homme)	0,4	0,2
E (mSv) CIPR 60 (femme)	0,4	0,2

Exemples de paramétrages actuels et d'évaluations dosimétriques (CT-expo, version 2.4) pour un examen TEP/TDM cerveau.

CONSTRUCTEURS :	GE	SIEMENS
Modèle TEMP/TDM :	Discovery NM/CT 670	SYMBIA T2
Modèle Scanner :	BrightSpeed Elite 16	Emotion Duo
Tension du tube (kV)	120	110
Courant du tube (mA moyen)	223	155
Durée de rotation (s)	0,7	1
Nombre moyen de mAs électriques	156	155
Nombre de coupes par rotation	16	2
Collimation totale (mm)	20	3
Pas d'hélice (Pitch)	0,938	1,3
Épaisseur de coupe reconstruite (mm)	1,25	3
Longueur d'exploration (cm)	40	40
DOSIMÉTRIE		
IDSV (mGy)	15,6	7,7
PDL (mGy.cm)	670,0	312,0
E (mSv) CIPR 60 (homme)	7,0	3,5
E (mSv) CIPR 60 (femme)	8,5	4,4

Exemples de paramétrages actuels et d'évaluations dosimétriques (CT-expo, version 2.4) pour un **examen TEMP/TDM des parathyroïdes**.

CONSTRUCTEURS :	GE	SIEMENS
Modèle TEMP/TDM :	Discovery NM/CT 670	SYMBIA T2
Modèle Scanner :	BrightSpeed Elite 16	Emotion Duo
Tension du tube (kV)	120	130
Courant du tube (mA moyen)	118	91
Durée de rotation (s)	0,8	0,8
Nombre moyen de mAs électriques	95	73
Nombre de coupes par rotation	16	2
Collimation totale (mm)	20	5
Pas d'hélice (Pitch)	1,375	1
Épaisseur de coupe reconstruite (mm)	1,25	5
Longueur d'exploration (cm)	80	80
DOSIMÉTRIE		
IDSV (mGy)	6,5	7,8
PDL (mGy.cm)	540,0	592,0
E (mSv) CIPR 60 (homme)	6,8	7,8
E (mSv) CIPR 60 (femme)	9,3	10,3
Dose à l'utérus (mSv)	8,0	11,9

Exemples de paramétrages actuels et d'évaluations dosimétriques (CT-expo, version 2.4) pour un **examen TEMP/TDM du rachis (2 champs de vue)**.

RAPPORTS SFPM PRECEDEMMENT PARUS

Titre	Sous-titre	Numéro	Date	Domaine	Disponibilité
Quality control of electrons accelerators for medical use		1A	1989	RT	OUI
Choix et évaluation des systèmes informatiques en radiothérapie		2	1989	RT	NON
Evaluation des performances et contrôle de qualité des scanners		3	1990	RA	OUI
Recommandations pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe	Réunion commune SFPM/SFRO	4	1992	RT	NON
Intercomparaison dosimétrique en curiethérapie		5	1991	RT	NON
Quality control of asymmetric fields on medical electron accelerators		6A	1993	RT	OUI
Contrôle de qualité des champs asymétriques pour les accélérateurs d'électrons à usage médical		6	1992	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	1ère partie - mode planaire	7	1992	MN	OUI
Guide pratique de maîtrise de la qualité en radiodiagnostic conventionnel	Commission \Imagerie\''''	8	1993	RA	NON
Etalonnage et contrôle de qualité des activimètres		10	1995	MN	OUI
Contrôle de qualité en curiethérapie par Iridium 192 à haut débit de dose		11	1995	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	2ème partie - mode tomographique	12	1996	MN	OUI
Evaluation des performances des systèmes d'imagerie de contrôle		13	1996	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	3ème partie - mode corps entier	14	1997	MN	OUI
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire		15	1998	MN	OUI
Contention et repositionnement Etat de l'art en 1999		16	1999	RT	OUI
Guide pour la mise en oeuvre en radiothérapie externe de l'assurance qualité par mesures in vivo par dosimètres thermoluminescents et semi-conducteurs		18	2000	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en médecine nucléaire.		19	2001	MN	OUI
Contrôle de qualité des collimateurs multilames		20	2003	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie		21		RA	OUI
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire	mise à jour du rapport n°15	22	2006	MN	OUI
Contrôle de qualité spécifique en IRM : développement et réalisation d'un objet-test multimodal		23	2007	IRM	OUI
Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'émission de positons		24	2008	MN	OUI
Contrôle de qualité d'une installation de simulation virtuelle		25	2009	RT	OUI
Contrôle de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité		26	2010	RT	OUI
Recommandations pour la mise en service et l'utilisation d'un TPS	mise à jour des rapports n°7, 12, 14	27	2010	RT	OUI
Contrôle de qualité et mesure des performances des gammas caméras		28	2012	MN	OUI
Radiothérapie guidée par l'image. Contrôle de qualité des équipements à rayons X (IGRT)	mise à jour du rapport n° 21	29	2014	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie		30	2015	RA	OUI
Rôle et responsabilités du PM dans la validation des traitements oncologiques en radiothérapie interne vectorisée		31	2015	MN	OUI
Niveaux de référence en radiologie interventionnelle		32	2017	RA	OUI