



HAL
open science

Calcul de la dose efficace cumulée reçue par nos patients en tomодensitométrie diagnostique : création d'un outil informatique pour le médecin généraliste

Morine Delchambre

► To cite this version:

Morine Delchambre. Calcul de la dose efficace cumulée reçue par nos patients en tomодensitométrie diagnostique : création d'un outil informatique pour le médecin généraliste. Médecine humaine et pathologie. 2012. dumas-00745007

HAL Id: dumas-00745007

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-00745007>

Submitted on 24 Oct 2012

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il n'a pas été réévalué depuis la date de soutenance.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact au SICD1 de Grenoble : thesebum@ujf-grenoble.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

**Université Joseph Fourier
Faculté de médecine de Grenoble**

Année 2012

N°

**Calcul de la dose efficace cumulée reçue par nos patients
en tomодensitométrie diagnostique : création d'un outil
informatique pour le médecin généraliste.**

THESE

PRESENTEE POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MEDECINE
DIPLOME D'ETAT

Morine Delchambre
Née le 15/11/1982 à Amiens

Thèse soutenue publiquement à la faculté de médecine de Grenoble*
Le 17 Octobre 2012

Devant le jury composé de :

Président du Jury : Monsieur le Professeur Jean-Philippe VUILLEZ

Membres

Monsieur le Professeur Alexandre KRAINIK
Monsieur le Professeur Dominique PLANTAZ
Monsieur le Professeur Associé Jean-Pierre JACQUET
Madame le Docteur Chantal DURAND
Monsieur le Docteur Guillaume ROYER DE VERICOURT

**La Faculté de Médecine de Grenoble n'entend donner aucune approbation ni improbation aux opinions émises dans les thèses ; ces opinions sont considérées comme propres à leurs auteurs.*

Remerciements

**A Monsieur le Président du jury,
Monsieur le Professeur Jean-Philippe Vuillez,**

Vous me faites l'honneur de présider ma thèse. Je vous remercie pour l'intérêt que vous avez immédiatement porté à mon projet. Que ce travail soit pour moi l'occasion de vous exprimer mon respect et ma gratitude.

A mon jury,

**Monsieur le Professeur Alexandre Krainik,
Monsieur le Professeur Dominique Plantaz,**

Je suis très honorée que vous ayez accepté de juger ce travail.
Veuillez trouver dans cette thèse ma respectueuse considération.

Monsieur le Professeur Associé Jean-Pierre Jacquet,

C'est un grand plaisir pour moi de vous avoir dans mon jury.
Je vous remercie de m'avoir permis de participer au congrès de médecine générale cette année, afin de faire connaître mon projet. Merci également pour votre implication dans le développement de la médecine générale en tant que spécialité.

Madame le Docteur Chantal Durand,

Je vous remercie pour votre gentillesse et le temps consacré à l'étude de mon travail chez l'enfant. Je vous remercie d'apporter à ma thèse votre point de vue complémentaire.
Veuillez trouver dans ce travail le témoignage de ma reconnaissance.

Monsieur le Docteur Guillaume Royer De Véricourt,

Merci pour la confiance que tu m'as accordée en acceptant de diriger ce travail,
Merci pour l'intelligence, la patience et la gentillesse avec lesquelles tu m'as conseillé, écouté et soutenu à tout moment, même tard le soir.
Merci pour m'avoir fait découvrir et aimer la médecine générale.

A Monsieur le Docteur Frédéric Cosnier,

Cette thèse n'aurait jamais vu le jour sans ton dévouement exceptionnel et ta rigueur dans ce travail. Merci infiniment pour avoir créé cet outil, parfaitement adapté à la médecine générale.

A Monsieur le Professeur Hubert Ducou Le Pointe et Monsieur le Docteur Hervé Brisse,
Je vous remercie pour votre aide bibliographique. Ce fut pour moi un honneur que vous vous impliquiez dans mon travail de thèse.

A Monsieur le Docteur Alexandre Moreau-Gaudry,

Je vous remercie pour la gentillesse avec laquelle vous m'avez accueillie afin de m'aider dans la méthodologie de mon travail.

A mes maîtres de stage,

Madame de Docteur Christine Guerry,

Monsieur le Docteur Dominique Lagabrielle et l'ensemble du cabinet de la Grande Ramée,

C'est en partie grâce à vous que j'ai choisi ce beau métier. Merci de m'avoir fait partager votre expérience dans la bonne humeur et de m'avoir permis de faire le bon choix !

Madame le Docteur Laurence Nahon,

Merci pour ton implication dans ma formation et pour tes débriefings exemplaires. Merci pour m'avoir ouvert les yeux sur ma pratique afin de me permettre d'avoir ce recul indispensable dans l'exercice de notre art.

A Thibaut, merci d'être là, chaque jour à mes côtés, de partager si bien ma vie.

A ma famille, merci pour votre soutien de chaque instant durant ces longues études.

A mes parents, merci pour m'avoir donné la confiance en moi nécessaire à mon épanouissement.

A mes grands-parents, je vous remercie pour m'avoir accueillie dans les années difficiles et pour m'avoir permis de réussir mes concours en toute sérénité.

A mes grands-parents paternels, décédés, qui m'ont apporté le goût du travail et de la persévérance; je pense qu'ils auraient été fiers de moi.

A mes frères et sœurs, Axelle, Quentin et Paul-André merci pour vos encouragements tout au long de ces années.

A mes amis,

Du plat pays (Aurélie, Samuel, Charlotte, Emma, Axelle et toute la bande des champenois ...) et des montagnes (Camille, Antoine, Anne-laure, François, Christine, Antoine, Bérénice...), merci pour ces moments de complicité et de bonheur que vous m'avez apporté tout au long de ces études pour me rendre la vie plus belle !

SOMMAIRE

INTRODUCTION

MATERIELS ET METHODES

I/ Choix de l'indicateur dosimétrique : du PDL à la dose efficace

A/ Le Produit Dose Longueur (PDL)

B/ La dose efficace (E)

II / L'évaluation de la dose efficace pour chaque examen scanographique : 3 niveaux de précision

A/ Estimation à partir de facteurs de conversion (E_{pdl})

B/ Estimation à partir de PDL de référence (PDL_{ref})

C/ Estimation à partir d'une dose efficace moyenne (E_{ref})

III/ Une revue systématique de la littérature : Doses moyennes d'irradiation de la population française par le scanner

A/ Détermination des facteurs de conversion scanographique (E_{pdl})

A1 / Sélection des données

A2 / Exploitation des données

B / Détermination des Produit-dose-longueur de référence (PDL_{ref})

B1 / Sélection des données

B2/ Exploitation des données

C / Détermination de la dose efficace de référence (E_{ref})

C1/ Sélection des données

C2 / Exploitation des données

IV/ Détermination de la dose moyenne d'irradiation environnementale en France

V/ Détermination du risque de l'irradiation par scanner

VI/ Conceptualisation et création de l'outil

RESULTATS

I/ Les E_{pdl} de référence (Annexe 2)

A / Etudes permettant la détermination des E_{pdl}

B/ Moyennes des E_{pdl} de chaque étude

II/ Les PDL de référence (Annexe 3)

A / Etudes permettant la détermination des PDL

B / Moyennes pondérées des PDL de chaque étude

III/ Les doses efficaces de référence (Annexe 4)

- A / Etudes permettant la détermination des doses efficaces
- B / Détermination des doses efficaces

IV/ Dose individuelle moyenne d'irradiation environnementale en France

V/ Le seuil de survenu du risque de cancer

VI/ L'outil informatique (Annexe 5)

DISCUSSION

I/ Création de la base de données

- A/ Choix du scanner
- B/ Choix de la grandeur dosimétrique : la dose efficace
- C/ Choix de la revue systématique de la littérature
 - C1/ Choix du champ spatial du recueil de données
 - C2/ Choix du champ temporel du recueil de données
- D/ Choix des classes d'âge
- E/ Choix des régions anatomiques et actes scanographiques étudiés

II/ Analyse des principaux résultats

- A / Calcul de la dose efficace : 3 niveaux d'imprécision
 - A1/ Imprécision du calcul à partir du PDL de l'acte et de l'Epdl de référence :
$$E = \text{PDL} \times \text{Epdl}$$
 - A2/ Imprécision du calcul à partir du PDL et de l'Epdl de référence :
$$E = \text{PDL}_{\text{ref}} \times \text{Epdl}$$
 - A3/ Imprécision dans la détermination directe de la dose efficace
- B / Les valeurs dosimétriques pour l'enfant
 - B1/ Choix de protocoles scanographiques spécifiques en fonction de l'âge
 - B2 / Des valeurs de PDL sous-estimées chez le petit enfant

III / Validité de la base de données

- A/ Influence du choix de la méthode de calcul
 - A1/ La méthode de la dose absorbée aux organes (méthode de Monte Carlo (MC))
 - A2/ Méthode de l'énergie communiquée
 - A3/ Méthode à partir de facteurs de conversion
 - A4 / Comparaison des 3 méthodes de calcul utilisées
- B/ Influence du choix des facteurs de pondération tissulaires
- C/ Influence du choix des paramètres scanographiques
 - C1/ Influence du volume exploré
 - C2/ Influence du nombre d'acquisition par acte
 - C3/ Influence de la morphologie du patient

IV/ Imprécision de la conversion en durée d'exposition environnementale

V/ Incertitude et polémique sur le risque cancérigène des faibles doses

- A /Controverse sur le calcul du risque stochastique
- B/ Evaluation du risque stochastique par la dose efficace

VI / L'outil *ScanDose*

A / Les forces de l'outil

A1/ Un outil unique en consultation de médecine générale

A2/ Une facilité d'accès

A3/ Une facilité d'utilisation

B/ Limites de l'outil

B1/ Un prototype perfectible

B2/ Mise à jour de la base de données

B3/ Nécessité d'une évaluation pratique

B4/ Freins à l'utilisation

B5/ Nécessité d'une large diffusion

B6/ Nécessité d'une collaboration hôpital / médecin traitant

B7/ Nécessité d'une ouverture aux autres explorations diagnostiques

CONCLUSION

ANNEXES

Annexe 1 : Matériels et Méthodes

Annexe 2 : Les Epdl de référence

Annexe 3 : Les PDL de référence

Annexe 4 : Les doses efficaces de référence

Annexe 5 : *Scandose*

BIBLIOGRAPHIE

LISTE DES ABREVIATIONS

AAPM : American Association of Physicists in Medicine
CCAM : Classification Commune des Actes Médicaux
CGR : Compagnie Générale de Radiologie
CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique
CIPR 103 : rapport n°103 de la Commission Internationale de Protection Radiologique
CIPR 60 : rapport n°60 de la Commission Internationale de Protection Radiologique
DRPH : Direction de la Radioprotection de l'Homme
Dt,r : Dose absorbée par l'organe
PDC : Produit de contraste iodé
NC : données non connues
IRSN : Institut de Radioprotection et de Sureté Nucléaire
INVS : Institut National de Veille Sanitaire
NRPB : National Radiological Protection Board
MC : Monte Carlo
GE : General Electric
E : Dose efficace
E env/an : Dose efficace moyenne d'irradiation environnementale reçue par un individu en France sur une année
E env/mois : Dose efficace moyenne d'irradiation environnementale reçue par un individu en France sur un mois
EpdI : facteur de conversion permettant le calcul de la dose efficace à partir du produit dose longueur
Eref : Dose efficace de référence
GE : General Electric
Gy : Gray
mGy : milligray
mSv : millisievert
Nb : nombre
NRD : Niveau de Référence Diagnostique
PDL : Produit Dose Longueur
PDLref : PDL de référence
SFIPP : Société Francophone d'Imagerie Pédiatrique et Périnatale
SFR : Société Française de Radiologie
Sv : Sievert
Wr : Facteur de pondération du rayonnement
Wt : Facteur de pondération tissulaire

INTRODUCTION

Les médecins généralistes sont très peu sensibilisés aux doses de rayonnement délivrées par le scanner. La littérature montre qu'il existe, chez les prescripteurs en France (1), comme en Europe (2), une nette sous-estimation des doses délivrées et des risques liés aux faibles doses de rayons X.

Pourtant, en France, comme dans la plupart des pays européens, la place des examens scanographiques dans la prise en charge du patient ne cesse de croître : augmentation de 26% des actes diagnostiques réalisés entre 2001 et 2007 représentant 58% de la dose efficace collective (dose totale d'irradiation médicale diagnostique) en France en 2007 (3). Le scanner est, en effet, l'examen le plus irradiant en imagerie diagnostique : un acte délivre une dose environ cent fois supérieure à celle délivrée par une radiographie conventionnelle.

Cette irradiation n'est pas sans risque pour la population. Les études épidémiologiques actuelles permettent d'individualiser un risque statistique faible, mais mesurable, à partir de seuils atteints par la répétition des scanners. **Il existe un excès statistiquement significatif de risque de cancer à partir d'une dose cumulée de 100 mSv(4) chez l'homme.** En dessous de ces seuils, le calcul de risque est très controversé (5). L'enfant est particulièrement exposé du fait de la radiosensibilité importante de ses organes : la Commission Internationale de Protection Radiologique considère que le risque de cancer radio-induit par rapport à l'adulte est 3 fois plus élevé chez l'enfant de sa naissance jusqu'à l'âge de 10 ans (6).

La loi encadre désormais l'exposition de la population aux rayonnements ionisants. Depuis la directive européenne 97-43 (7) relayée en France par le décret du 24 mars 2003 (8), les professionnels de santé sont dans l'obligation d'estimer les doses reçues par leurs patients.

Dans ce contexte, le médecin généraliste se doit d'être un des premiers acteurs de la radioprotection de ses patients. Son rôle est prépondérant : justification de la prescription afin de réduire la dose délivrée au strict minimum, information et explication au patient de la balance bénéfice-risque liée à la réalisation de l'examen irradiant.

Récemment, des outils informatiques ont été développés, en France (9) pour la pédiatrie, en Angleterre (10) et aux Etats-Unis (11). Ils utilisent des données dosimétriques accessibles uniquement aux radiologues. Ils permettent de calculer une dose efficace par patient délivrée lors d'un examen en un lieu unique.

Comment optimiser le recueil des doses d'irradiation par scanner reçues par les patients en médecine générale?

Notre objectif est de créer un outil informatique, pour le médecin généraliste au cabinet, permettant de calculer la dose efficace d'irradiation cumulée par scanner reçue par chacun de ses patients. Cet outil simple servira à additionner les doses efficaces reçues par les examens scanographiques tout au long de la vie du patient. Il permettra de sensibiliser les médecins généralistes, pilier du système de soins primaires, aux doses d'irradiation reçues et de s'investir réellement dans la radioprotection de leurs patients.

Matériels et Méthodes

I/ Choix de l'indicateur dosimétrique : du PDL à la dose efficace

Pour construire notre logiciel nous utiliserons deux grandeurs dosimétriques principales reflétant l'irradiation délivrée par le scanner :

A/ Le Produit-Dose-Longueur (PDL)

La dose absorbée est exprimée en gray (Gy) ou milligray (mGy) : elle mesure la quantité de radiation absorbée par la matière vivante. Un gray correspond à un joule par kilogramme de matière vivante (12).

Concernant l'irradiation par scanner, la dose absorbée au cours de l'examen s'exprime par le produit dose longueur (PDL).

Le produit dose-longueur (PDL) représente la dose absorbée (en milligrays) par la longueur de l'organe exploré (en cm) (13). Il s'exprime en milligray centimètre (mGy.cm). Il caractérise l'exposition associée à un examen scanographique complet. C'est une grandeur physique mesurable, directement corrélée aux paramètres d'exposition.

Depuis l'arrêté du 22 Septembre 2006 (14), les radiologues sont dans l'obligation d'inscrire le PDL sur les comptes-rendus des scanners intéressant les régions les plus radiosensibles : tête, cou, thorax, abdomen, pelvis.

B/ La dose efficace (E)

La dose efficace (E) est exprimée en sievert (Sv) ou millisievert (mSv): **elle représente l'impact de la dose absorbée en matière de risque pour l'organisme entier (13).**

L'interaction des rayonnements ionisants avec le corps humain se traduit par des dommages au niveau cellulaire des tissus traversés par ces rayonnements. Ces dommages sont induits par des lésions de l'ADN cellulaire qui dépendent de la quantité d'énergie déposée dans les cellules, de la nature du rayonnement, des modalités d'exposition et de l'organe atteint. Le risque principal de l'irradiation par scanner est l'apparition de cancer à long terme (15).

Contrairement au PDL, il s'agit d'une grandeur non mesurable directement.

Elle dépend :

- de la dose absorbée par chaque organe ($D_{t,r}$)
- de la radiosensibilité propre à chaque organe irradié (facteur de pondération tissulaire = W_t)
- du type de rayonnement utilisé (facteur de pondération du rayonnement = W_r)

Elle correspond à la somme des doses absorbées aux organes ($D_{t,r}$) pondérées pour chaque organe, par le facteur de pondération tissulaire (W_t) et le facteur de pondération du rayonnement (W_r) correspondant (13).

$$E = \sum_T (w_T \cdot w_R \cdot D_{T,R})$$

Les facteurs tissulaires sont réévalués régulièrement par la Commission Internationale de Protection Radiologique.

Le facteur de pondération du rayonnement pour les rayons X est égal à 1.

C'est la grandeur **recommandée au niveau international** pour estimer l'exposition de la population aux rayonnements ionisants(6).

Elle permet de comparer sur la même échelle (en mSv) les expositions aux rayonnements ionisants de différentes sources et de différentes natures (irradiation naturelle et artificielle).

Elle est particulièrement utile lorsque l'on veut additionner les risques des différentes expositions reçues successivement par un même individu. C'est l'indicateur dosimétrique de choix pour l'information du patient (13).

Concernant la réalisation de notre outil, nous avons choisi d'exprimer les doses d'irradiation reçues par nos patients en dose efficace exprimée en millisievert.

Nous calculerons ainsi :

- pour chaque examen scanographique, la dose efficace correspondante à laquelle est exposé le patient
- pour chaque patient, la dose efficace cumulée reçue par scanner.

II/ L'évaluation de la dose efficace pour chaque examen scanographique : 3 niveaux de précision

Notre outil doit permettre au médecin généraliste d'accéder à une dose efficace pour chaque examen scanographique réalisé par son patient.

La dose efficace n'est pas directement accessible à la mesure.

La seule information dosimétrique pouvant être accessible au médecin généraliste lorsqu'il reçoit son patient en consultation est le produit dose longueur inscrit sur le compte-rendu du scanner.

Il existe alors trois niveaux de précision pour l'estimation de la dose efficace en fonction de l'accessibilité du PDL.

A/ Estimation à partir de facteurs de conversion (EpdI)

Dans ce cas, le médecin a à sa disposition le PDL de l'examen inscrit sur le compte-rendu radiologique.

Le logiciel calculera la dose efficace correspondante grâce à des facteurs de conversion (EpdI) permettant de passer du PDL exprimé en mGy.cm à la dose efficace (E) exprimée en mSv selon la formule suivante :

$$E = \text{EpdI} \times \text{PDL}$$

EpdI est exprimé en $\text{mSv.mGy}^{-1}.\text{cm}^{-1}$.

Ces facteurs de conversion permettent de tenir compte de l'âge du patient et de la région irradiée.

B/ Estimation à partir de PDL de référence (PDLref)

Dans ce cas, le médecin généraliste n'a pas accès au PDL de l'examen lors de la consultation. Il s'agit :

- des examens réalisés au cours d'hospitalisation pour lesquels le compte-rendu radiologique n'est pas disponible au cabinet.

- des examens intéressant les membres supérieurs ou inférieurs pour lesquels le PDL n'est généralement pas inscrit sur le compte-rendu en raison de la radiosensibilité moindre de ces régions.

On estimera alors la dose efficace à partir d'un PDL de référence (PDLref) moyen correspondant à chaque type d'acte. Nous utiliserons la formule de calcul suivante :

$$E = \text{PDLref} \times \text{EpdI}$$

Cette estimation est beaucoup moins précise que le calcul de la dose efficace directement à partir du PDL de l'examen. En effet, de nombreux paramètres scanographiques caractéristiques à l'acte peuvent influencer le PDL : nombre de passages, tension, charge, épaisseur de coupe, longueur irradiée, type de scanner utilisé. Ces paramètres sont opérateur et matériel dépendants. Les PDL de référence que nous proposerons seront basés sur des protocoles scanographiques prédéfinis pour l'adulte et l'enfant.

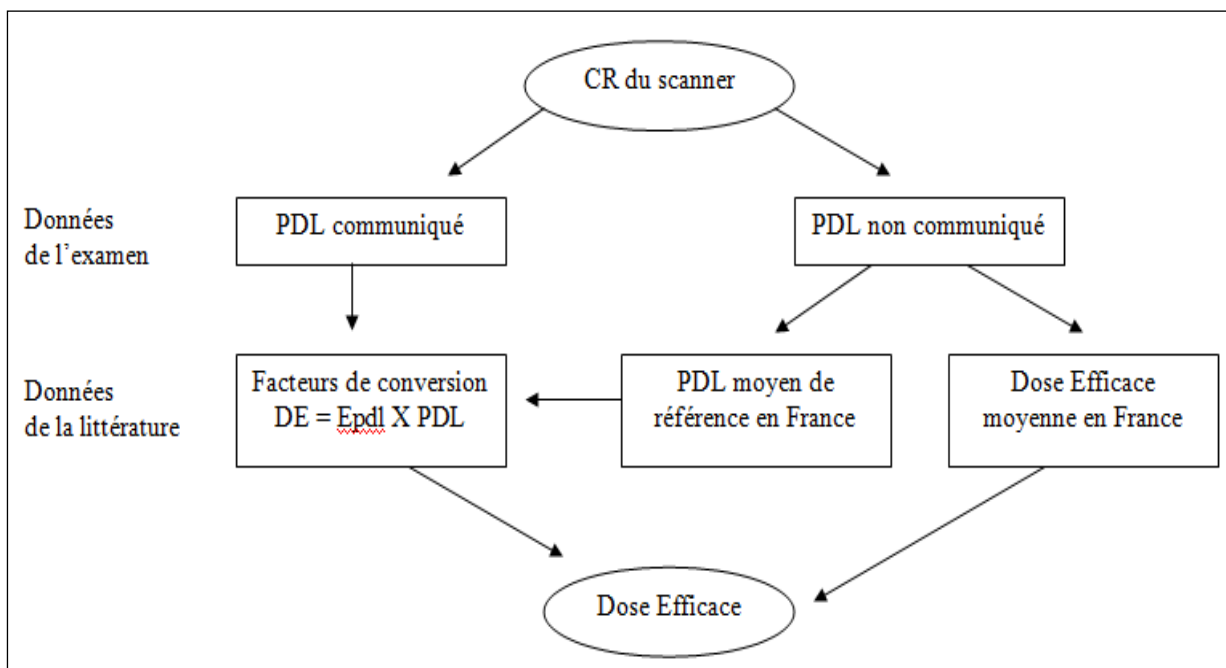
C/ Estimation à partir d'une dose efficace moyenne (Eref)

Dans ce cas, le PDL de l'examen n'est pas accessible au médecin généraliste et aucun PDL de référence n'a été retrouvé dans la littérature.

Nous estimons alors, la dose efficace de l'acte à partir d'une dose efficace moyenne retrouvée dans la littérature. Il s'agit ici de l'estimation la moins précise.

Le schéma ci-dessous (*figure 1*) illustre les trois niveaux de précision utilisé par notre outil afin d'obtenir la dose efficace correspondante à chaque examen scanographique.

Figure 1 : Les 3 méthodes de détermination de la dose efficace utilisées



III/ Une revue systématique de la littérature : Doses moyennes d'irradiation de la population française par le scanner

Nous avons réalisé une revue systématique de la littérature, principalement européenne, depuis 1999. Notre objectif était de rechercher les facteurs de conversion, les PDL et les doses efficaces les plus représentatifs de l'irradiation actuelle de la population Française par le scanner. La recherche documentaire a été faite à partir de Pubmed et a ensuite été complétée par les sites nationaux et internationaux des sociétés savantes de radioprotection et physique médicale.

Les articles ont été sélectionnés selon 3 critères principaux :

- **origine de leurs données** : les articles provenant d'enquêtes réalisées en France ou en Europe ont été préférentiellement inclus. Lorsque le nombre d'articles sélectionnés n'était pas suffisant pour permettre une analyse statistique, des études extra-européennes ont été incluses.
- **date de recueil des données** : seuls les articles dont le recueil de données était postérieur à 1999 ont été inclus.
- **paramètres scanographiques utilisés** : seuls les articles utilisant des paramètres prédéfinis et spécifiques pour l'enfant ont été inclus.

L' exploitation des données a été validée par le centre d'investigation clinique du CHU de Grenoble.

A/ Détermination des facteurs de conversion scanographique (EpdI)

Les facteurs de conversion sont exprimés en fonction de la région irradiée et de l'âge du patient afin de calculer la dose efficace la plus juste possible.

A1 / Sélection des données

La recherche d'articles a été effectuée sur la base de données Pubmed à partir des trois termes « Effective Dose AND Dose length product AND Computed tomography ».

Sur la base de données Pubmed, 183 articles ont été trouvés. Seuls les articles portant sur des études nationales ou européennes, publiées depuis 1999 ont été sélectionnés. Sept articles dont les titres contiennent les mots «conversion factors», « conversion coefficient », « dosimetry » ou « CT dose » ont ensuite été sélectionnés pour lecture. Quatre études estimant des facteurs de conversion pour adultes et enfants dont la méthodologie était rigoureusement décrite ont été retenues pour exploitation des données. Une étude canadienne multicentrique a été également incluse pour compléter les données.

Elle a été complétée par une recherche sur les sites nationaux :

- Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (www.irsn.fr)
- Société française de physique médicale (www.sfpm.asso.fr)

Et de sites européens et internationaux de radioprotection et de physique médicale :

- Commission internationale de protection radiologique (www.icpr.org)
- Commission Européenne (www.europa.eu)
- American Association of Physicists in Medicine (www.aapm.org)

Pour compléter les données, notamment pour l'enfant, 9 articles postérieurs à 1999, estimant des facteurs de conversion sur les différents sites nationaux et internationaux de radioprotection faisant référence ont été retenus.

Parmi ces références, seuls quatre articles portent sur les facteurs de conversion pour l'enfant. Nous n'avons retrouvé aucune référence estimant les facteurs de conversion pour la région des membres.

A2 / Exploitation des données

- ***Classement des données selon 6 classes d'âge et 6 régions anatomiques***

Nous avons classé les données retenues en fonction de 6 catégories d'âge et 6 régions anatomiques.

Pour l'enfant, nous avons repris les 4 âges de références présents dans les études sélectionnées, en proposant 4 classes d'âge correspondantes : de 0 à 6 mois, de 6 mois à 30 mois, de 31 mois à 7 ans et 6 mois, de 7 ans et 7 mois à 12 ans et 6 mois. Afin de compléter les données, nous avons introduit une sixième classe d'âge de 12 ans et 7 mois à 17 ans et 6 mois correspondant à l'âge de référence de 15 ans.

Pour l'adulte, nous avons considéré que les valeurs étaient estimées à partir de 17 ans et 7 mois (*figure 2*).

Figure 2 : Classes d'âges retenues en fonction des âges de référence cités dans les études

Age de référence	Classe d'âge retenue
Nouveau-né	0-6 mois
1 an	7 mois- 30 mois
5 ans	31 mois- 7 ans et 6 mois
10 ans	7 ans et 7 mois – 12 ans et 6 mois
15 ans	12 ans et 7 mois – 17 ans et 6 mois
Adulte	A partir de 17 ans et 7 mois

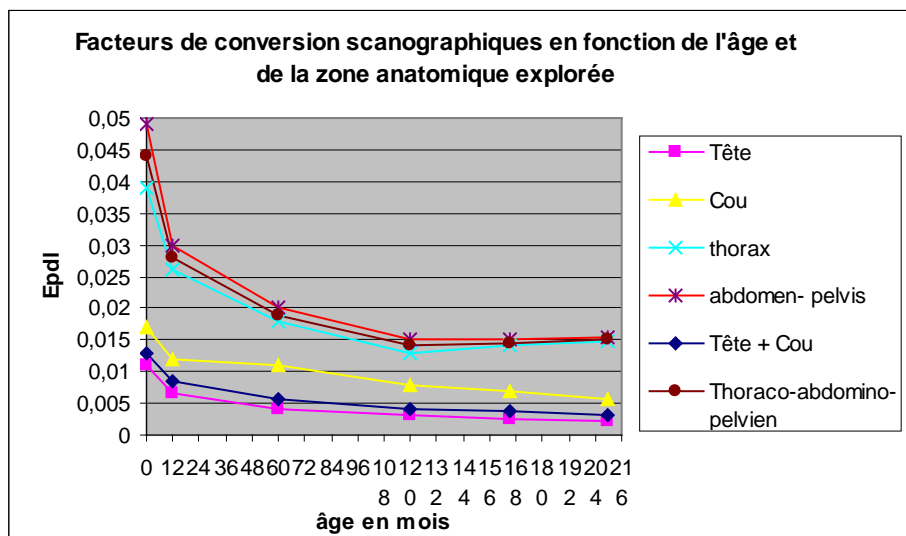
De même, nous avons classé les Epdl en fonction de 6 régions distinctes, reprises dans la plupart des études retenues : tête, cou, tête et cou, thorax, abdomen-pelvis, thoraco-abdomino-pelvien. Les régions anatomiques des membres supérieurs et inférieurs n'ont pas été retenues car il n'a pas été retrouvé dans la littérature d'Epdl de référence pour ces régions.

- ***Méthode de détermination des Epdl***

Pour l'adulte, les Epdl de référence ont été calculés pour chaque région anatomique en effectuant la moyenne des valeurs d'Epdl retrouvés dans les articles sélectionnés.

Pour l'enfant, les 4 articles sélectionnés ont retrouvés les mêmes valeurs d'Epdl pour les 4 classes d'âge représentées. Pour la classe d'âge de 12 ans et 7 mois à 17 ans et 6 mois, nous avons calculés des valeurs d'Epdl intermédiaires pour chaque région en prenant l'âge de référence de 15 ans et en extrapolant la progression des courbes établies par tableau Excel. (*figure 3*). Nous avons considéré que la valeur d'Epdl pour l'âge de 15 ans était comprise sur la courbe de progression entre la valeur pour l'enfant de 10 ans et la valeur adulte.

Figure 3 : Détermination des facteurs de conversion scanographiques de référence pour chaque région pour l'âge de 15 ans



Les valeurs d'EpdI ont été arrondies au deux millièmes.

B/ Détermination des Produit-dose-longueur de référence (PDLref)

Les PDL de référence sont exprimés pour chaque type d'acte scanographique en fonction de l'âge du patient.

B1/ Sélection des données

La recherche d'articles a été effectuée sur Pubmed avec les mots clés suivants : « Dose length product AND Effective dose AND Computed tomography ». Parmi les 183 articles trouvés, nous n'avons sélectionné que les essais cliniques multicentriques européens pour lecture (6 articles retrouvés). Tous ont été retenus pour exploitation des données.

Pour l'enfant, afin de couvrir la majeure partie des actes, nous avons également sélectionné une étude multicentrique canadienne.

La recherche de références s'est également faite sur les sites nationaux et multinationaux de physique médicale et radioprotection.

Les sites suivants ont été exploités :

- société française d'imagerie pédiatrique et prénatale (www.sfip-radiopediatrie.org)
- Institut de radioprotection et de sureté nucléaire (www.irsn.fr)
- Commission Européenne (www.europa.eu)
- Société Française de radiologie (www.sfrnet.org)

7 articles ont été sélectionnés.

Aucune étude n'abordait des PDL de référence pour la région des membres.

B2/ Exploitation des données

- *Classement des données selon 6 classes d'âge et 50 actes scanographiques adulte, 45 actes scanographiques enfant*

Comme pour les EpdI, les PDL de référence ont été classés selon 6 catégories d'âge (*figure 2*). Ils ont été également répartis en 50 actes scanographiques représentant les 6 régions anatomiques (tableau 1 de l'annexe 1). Le libellé de chaque type d'acte est basé sur la classification CCAM (Classification Commune des actes médicaux), référentiel unique national, dont l'utilisation est obligatoire depuis le 31 décembre 2006 (17).

- *Méthode de détermination des PDL*

Détermination des données exploitables pour chaque étude

Pour chaque étude, le PDL choisi a été la moyenne des valeurs retrouvées dans l'étude. Pour une étude, les classes d'âge retenues pour notre logiciel ne correspondaient pas aux classes d'âge étudiées. Les PDL retenus pour cette étude ont donc été ajustés en fonction du nombre de mois compris dans chaque classe d'âge. Par exemple, afin d'obtenir une valeur de PDL pour la tranche d'âge 7-30 mois (couvrant 24 mois), nous avons pondéré la valeur du PDL de l'étude pour la classe d'âge 0-1 an d'un facteur 6 (6 mois compris dans la classe d'âge retenue) et la valeur du PDL de l'étude pour les 1-5 ans d'un facteur 18 (18 mois compris dans la classe d'âge retenue).

Détermination du mode de pondération des moyennes selon deux méthodes

Pour chacune des 6 catégories d'âge, nous avons effectué pour chaque acte, la moyenne pondérée des valeurs obtenues dans chaque étude.

La pondération a été effectuée selon 2 méthodes.

Parmi les études sélectionnées, certaines indiquaient le nombre d'actes scanographiques inclus, d'autres le nombre de services de radiologie impliqués (une valeur de PDL par service était alors extraite pour chaque région anatomique reflétant la pratique dosimétrique du service).

Nous avons donc séparé les études en deux groupes, correspondant chacun à une méthode de pondération distincte : certaines étaient pondérées en nombre de service inclus, et d'autre en nombre d'acte inclus.

Nous avons donc, pour chaque classe d'âge et pour chaque acte scanographique, deux moyennes pondérées distinctes.

Afin d'obtenir une valeur unique de PDL de référence, nous avons effectué la moyenne des 2 valeurs en pondérant chaque valeur du nombre d'études dont elle était issue.

Les PDL de référence ont été exprimés en nombre entier.

C / Détermination de la dose efficace de référence (Eref)

La dose efficace est exprimée pour chaque type d'acte scanographique en fonction de l'âge du patient.

C1/ Sélection des données

La dose efficace est la valeur dosimétrique de référence, que nous avons choisie pour les actes pour lesquels aucun PDL de référence n'était retrouvé dans la littérature. Il s'agit d'actes scanographiques intéressant les membres ou ceux dont la fréquence de réalisation est faible. La précision des données est donc moindre.

Concernant l'adulte, nous avons effectué une recherche bibliographique à partir des sites nationaux de radioprotection et de physique médicale (cités ci-dessus).

Une seule référence de bonne méthodologie a été retrouvée (3) permettant une estimation de la dose efficace pour les actes dont aucune donnée dosimétrique n'était disponible jusqu'à présent.

Pour l'enfant, nous avons effectué une recherche bibliographique sur la base de données Pubmed avec les mots clés suivants : « Effective dose AND Computed tomography AND Child ». 250 articles ont été retrouvés. Nous n'avons sélectionné que les articles postérieurs à 2001 estimant une dose efficace chez l'enfant ou un ratio dose efficace enfant/ adulte : 11 articles ont donc été soumis à lecture. Nous n'avons ensuite sélectionné que les articles utilisant des paramètres scanographiques spécifiques pour l'enfant.

4 articles ont été sélectionnés au final.

C2 / Exploitation des données

- *Classement des données selon 6 classes d'âge et 60 actes scanographiques adulte, 45 actes scanographiques enfant.*

Comme les Epdl et les PDL de référence, les doses efficaces ont été classées selon les 6 classes d'âge décrites ci-dessus (*figure 2*).

Pour l'adulte, elles ont été réparties selon 60 actes scanographiques représentant 8 régions anatomiques. Les régions des membres supérieurs et des membres inférieurs ont été rajoutées (tableau 2 de l'annexe 1).

Concernant l'enfant, aucune référence concernant l'irradiation des membres n'a été retrouvée. Les doses efficaces pour les scanners des membres chez l'enfant n'ont donc pas pu être incluses dans le logiciel. Les doses efficaces ont donc été réparties, comme pour les PDL de référence, en 45 actes scanographiques représentant 6 régions anatomiques (tableau 1 de l'annexe 1).

Tous les actes scanographiques inclus correspondaient à un libellé de la classification CCAM.

- *Méthode de détermination pour l'adulte*

Les données du rapport *Expri* (3) ont été reprises permettant la détermination des doses efficaces pour l'ensemble des actes dont aucun PDL de référence n'avait été retrouvé.

Les PDL ont été arrondis au centième.

- *Méthode de détermination pour l'enfant*

Pour l'enfant, seule une valeur de dose efficace a été retrouvée dans la littérature. Lorsqu'aucune dose efficace n'était retrouvée dans la littérature, la dose efficace de référence de l'acte était calculée sur la base de la dose efficace adulte en appliquant **un ratio dose efficace enfant/ adulte**.

Le calcul du ratio pour chaque type d'acte a été réalisé de la façon suivante :

- Pour chacune des six régions anatomiques, nous avons pris comme base de calcul un ou deux examens standards pour lesquels nous avons un PDL de référence pour chaque classe d'âge. Un acte de référence a ensuite été attribué pour chaque acte scanographique n'ayant pas de PDL de référence.

Le tableau situé en annexe (tableau 3 de l'annexe 1) résume, pour chaque acte scanographique dont nous n'avons pas de PDL de référence, l'acte sur lequel nous nous sommes basés pour établir les calculs.

- Les doses efficaces de chaque acte de référence ont ensuite été calculées pour chaque classe d'âge par multiplication des PDL de référence par les Epdl correspondant à la région anatomique.

- A partir des doses efficaces obtenues pour chaque acte de référence, nous avons calculé un ratio dose efficace enfant/ adulte pour chaque classe d'âge.

- La dose efficace des actes enfant sans donnée dosimétrique, a ensuite été calculée selon les formules suivantes :

$$\mathbf{E\ enfant = E\ adulte\ x\ ratio\ enfant/\ adulte\ (*)}$$

ou

$$\mathbf{E\ enfant = E\ enfant\ ref\ x\ ratio\ enfant/\ enfant\ (**)}$$

La dose efficace de base pour l'utilisation des ratios a été de 2 types :

(*) S'il n'existait aucune dose efficace de référence enfant pour l'acte, le calcul de la dose efficace enfant (E enfant) a été réalisé par multiplication de la dose efficace de référence adulte (E adulte) par le ratio enfant/ adulte de l'acte de référence choisi (ratio enfant/adulte).

(**) S'il existait des doses efficaces de référence enfant pour l'acte, le calcul de la dose efficace enfant manquante (E enfant) a été réalisé par multiplication de la dose efficace de référence de l'âge le plus proche (E enfant ref) avec le ratio enfant/enfant de l'acte de référence choisi.

Les ratios ainsi que les doses efficaces calculées ont été arrondis au centième.

Les ratios retrouvés ont ensuite été comparés aux ratios de 3 autres études sélectionnés par notre recherche bibliographique.

IV/ Détermination de la dose moyenne d'irradiation environnementale en France

Le logiciel permet d'obtenir, pour chaque patient, une dose efficace cumulée d'irradiation par scanner. Cette dose est exprimée en millisievert. **Afin de permettre une meilleure communication avec le patient, nous avons choisi de comparer cette dose avec la dose moyenne annuelle d'irradiation environnementale en France reçue pour un individu.**

L'irradiation environnementale correspond aux doses de rayonnements ionisants que notre corps reçoit dans la vie quotidienne. Elle se répartit en différentes sources d'exposition selon qu'elles proviennent du milieu naturel ou des activités humaines.

On distingue ainsi (12) :

Les sources naturelles de rayonnements :

- les rayonnements cosmiques variant avec l'altitude et la latitude (environ 0,4 mSv/an au niveau de la mer et augmentant de 0,5 mSv tous les 1000m en raison de la moindre filtration atmosphérique),
- les rayonnements telluriques plus ou moins importants en fonction des radioéléments naturels présents dans le milieu (uranium, thorium, potassium 40) et donc selon la nature du sol,
- le radon, gaz radioactif émanant du sol, omniprésent dans l'air, que l'on retrouve dans les habitations et les lieux de travail et qui constitue la principale source de rayonnement environnemental,
- les radioéléments naturels présents dans l'environnement (eau, végétaux, animaux).

Les sources de rayonnements provenant des activités humaines :

- les retombées des essais atmosphériques d'armes nucléaires qui se répartissent essentiellement sur l'ensemble de l'hémisphère Nord ainsi que les retombées des accidents de Tchernobyl (continent européen) et de Fukushima (continent asiatique),
- les résidus des activités anciennes qui peuvent être localisés (anciens sites industriels) ou dilués dans le milieu (déchets radioactifs immergés),
- les rejets radioactifs liquides et gazeux des installations nucléaires et industrielles en fonctionnement normal ou accidentel.

Une recherche bibliographique a été menée à partir des sites nationaux des sociétés savantes de radioprotection en France. Nous avons sélectionné les références françaises les plus récentes estimant l'irradiation environnementale. Une seule étude, la plus récente, publiée en 2006 par l'IRSN a été retenue.

Notre logiciel permettra ainsi de convertir la dose efficace cumulée individuelle (E cumulée) en équivalent de durée d'exposition environnementale (en mois ou en année) selon les formules de calculs suivantes :

Equivalent en nombre d'année d'exposition environnementale = E cumulée / E env/an (*)

Equivalent en nombre de mois d'exposition environnementale = E cumulée / E env/mois ()**

Dans lesquelles :

E env/an = Dose efficace moyenne d'irradiation environnementale reçue par un individu en France sur une année

E env/mois = Dose efficace moyenne d'irradiation environnementale reçue par un individu en France sur un mois

(*) Cette formule sera utilisée lorsque $E \text{ cumulée} > E \text{ env/an}$

(**) Cette formule sera utilisée lorsque $E \text{ cumulée} < E \text{ env/an}$

V/ Détermination du risque de l'irradiation par scanner

Les rayonnements X délivrés par le scanner et par les autres explorations diagnostiques sont considérés comme de faibles doses (inférieures à 200 mSv), en comparaison avec des rayonnements de fortes doses (supérieures à 200 mSv) que l'on rencontre en radiothérapie par exemple (4).

Les risques des rayonnements ionisants à faibles doses sont les risques stochastiques, de survenue aléatoire. Les études actuelles montrent que le risque principal est l'apparition de leucémie et de cancer solide à long terme (4).

Nous avons effectué une recherche bibliographique afin de connaître la dose-seuil de survenue de ce risque.

La recherche a été effectuée à partir de Pubmed avec les mots clés suivants : « Cancer risks AND Low dose radiation ». Seules les méta-analyses et les revues systématiques de la littérature postérieures à 2007 ont été sélectionnées (64 articles). Parmi ces références, ont été sélectionnées pour lecture celles dont le titre contenait les termes « cancer induction » ou « radiation exposure ». 7 articles ont été soumis à lecture. 3 articles dont l'abstract donnait une dose-seuil de survenue ont été exploités.

Pour compléter les références, une recherche sur les sites internationaux de radioprotection a également été réalisée. 3 articles postérieurs à 2007 donnant des valeurs seuils de survenue de cancer ont été sélectionnés.

La détermination de cette valeur-seuil nous permettra de développer **un code couleur illustrant le risque engendré par l'accumulation des doses d'irradiation par scanner** chez un même individu.

Le code couleur comportera 3 couleurs différentes illustrant chacune un degré de sur-risque de cancer par rapport à son incidence spontanée :

- **Couleur verte = degré de risque nul; aucune preuve épidémiologique de sur-risque de cancer existe**
- **Couleur orange = degré de risque incertain ; zone dans laquelle on ne peut exclure un risque de cancer lors d'une exposition longue durée.**
- **Couleur rouge = degré de risque certain ; zone dans laquelle on individualise un excès de risque de cancer.**

VI/ Conceptualisation et création de l'outil

L'outil informatique a été créé à partir du logiciel *Excel*® de *Microsoft*®.

Un cahier des charges a été constitué (référence 1 de l'annexe 5).

Il doit permettre :

- de calculer pour chaque acte scanographique, la dose efficace d'irradiation correspondante,
- de calculer pour chaque patient, la dose efficace cumulée en additionnant les doses efficaces reçues par scanner jusqu'à présent. L'outil doit aussi permettre de calculer une dose efficace cumulée par région irradiée.
- de convertir cette dose efficace cumulée en une durée d'exposition environnementale et un code couleur illustrant le risque engendré par les doses d'irradiation cumulée.

L'outil a été programmé par le Dr Cosnier Frédéric, médecin généraliste installé à Saint Martin D'Hères (38).

Résultats

I/ Les Epdl de référence (Annexe 2)

A / Etudes permettant la détermination des Epdl

La recherche bibliographique nous a permis de sélectionner 14 articles permettant la détermination des Epdl.

Pour l'adulte, les données de 13 études ont été utilisées dont 8 enquêtes dosimétriques, un guide européen de critères de qualité scanographique (18), 4 revues de la littérature internationale (19) (20) (21) (22).

Parmi les 8 enquêtes dosimétriques, 4 étaient des études nationales multicentriques européennes (une française (23), deux britanniques (24) (25), une danoise (26)), une était une étude nationale monocentrique allemande (27), une était une étude nationale monocentrique canadienne (28) et deux études étaient multinationales européennes (29) (30).

Ces études estimaient toutes l'Epdl à partir de fantômes anthropomorphes utilisant la méthode de calcul de Monte Carlo. Pour les études dont la publication était postérieure à 2007, les calculs étaient réalisés à partir des facteurs de pondération tissulaire définis par le dernier rapport de la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) (6). Dans la plupart des études, les scanners des 4 principaux constructeurs représentés en Europe étaient inclus : *Toshiba, Siemens, General Electric, Philips*.

L'étude faisant référence en Europe pour l'adulte est l'étude « *Dose Datamed* » (30), multinationale européenne publiée en 2008 incluant les enquêtes dosimétriques de dix pays européens. Les valeurs issues de cette étude se retrouvent dans la totalité des revues de la littérature dont le rapport de l'association américaine des physiciens médicaux publié en 2008 (21).

Pour l'enfant, 4 études ont été utilisées dont deux études multicentriques nationales (une britannique (24) et une canadienne (28)), une revue de la littérature de la commission européenne (20), une revue de la littérature de l'Association Américaine des Physiciens Médicaux (AAPM) (21). Toutes ces études estiment l'Epdl par des calculs effectués sur des fantômes anthropomorphes correspondant à un enfant de 4 à 5 âges différents. Les calculs ont été effectués, comme pour l'adulte, selon la méthode de Monte Carlo.

Toutes les études sélectionnées ont fourni les mêmes valeurs d'Epdl pour chaque classe d'âge. Les caractéristiques de chaque étude sont reprises dans le tableau 1 de l'annexe 2.

B/ Moyennes des Epdl de chaque étude

Pour l'adulte, la moyenne des données de chaque étude ainsi que leurs écarts types sont présentés dans le tableau 2 de l'annexe 2 pour chaque région explorée. L'Epdl de référence retenu est ensuite inscrit en prenant en compte l'étude de référence européenne « *Dose Datamed* ».

Pour l'enfant, les Epdl de référence retenus en fonction de chaque classe d'âge et de chaque région explorée sont présentés dans le tableau 3 de l'annexe 2.

Enfin, les Epdl de référence retenus pour chaque classe d'âge et chaque région anatomique sont présentés dans le tableau ci- dessous (*figure 4* reprise dans le tableau 4 de l'annexe 2).

Figure 4 : Epdl de référence selon l'âge du patient et la région anatomique explorée

Epdl (mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹)						
Selon la région anatomique explorée	Selon l'âge du patient (âge de référence)					
	0-6 mois (nouveau-né)	7-30 mois (1an)	31 mois- 7 ans et 6 mois (5ans)	7 ans et 7 mois-12 ans et 6 mois (10 ans)	12 ans et 7 mois- 17 ans et 6 mois (15 ans)	à partir de 17 ans et 6 mois (adulte)
Tête	0,011	0,0067	0,004	0,0032	0,00265	0,0021
Cou	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0068	0,0058
Tête + Cou	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,00365	0,0031
Thorax	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014	0,0148
Abdomen +/- pelvis	0,049	0,03	0,02	0,015	0,0152	0,0154
Thoraco-abdomino-pelvien	0,044	0,028	0,019	0,014	0,0145	0,015

II/ Les PDL de référence (Annexe 3)

A / Etudes permettant la détermination des PDL

La revue systémique de la littérature nous a permis de sélectionner 13 études permettant la détermination des PDL de référence (PDLref) pour chaque type d'acte scanographique.

Pour l'adulte, les données de 7 études ont été utilisées dont 4 enquêtes dosimétriques multicentriques nationales européennes (3 études françaises (23) (31) (32), 1 britannique (25)), 1 enquête multinationale européenne (29), 1 enquête multinationale internationale (33) et 1 guide européen de critères de qualité scanographique (18).

Pour l'enfant, les données de 7 études ont également été prises en compte, toutes issues d'enquêtes dosimétriques : 4 études étaient multicentriques nationales issues de pays européens (France (34), Belgique (35), Suisse (36), Grande- Bretagne(25)), 2 études étaient multinationales européennes (29) (37) et une étude provenait d'une enquête monocentrique réalisée au Canada (28).

Les données de ces enquêtes dosimétriques étaient issues de calculs réalisés sur fantômes anthropomorphes adaptés à l'âge du patient. La méthode de Monte Carlo, permettant une estimation des doses d'irradiation, a été majoritairement utilisée. Les études postérieures à 2007 utilisaient les facteurs de pondération tissulaire définis par le rapport 103 de la CIPR(6). Les études intéressant l'enfant utilisaient toutes des protocoles scanographiques adaptés à son âge.

Les deux études ayant permis la détermination des niveaux de référence diagnostique (NRD) français (38) chez l'adulte (31) et chez l'enfant (37) ont été incluses.

Les principales caractéristiques des études sélectionnées sont reprises dans le tableau 1 de l'annexe 3.

B / Moyennes pondérées des PDL de chaque étude

Comme décrit dans la partie « Matériels et Méthodes », les études ont ensuite été divisées en deux groupes illustrant deux méthodes de pondération différentes. La répartition des études en fonction de leur mode de pondération et de la classe d'âge étudiée est illustrée par le tableau 2 de l'annexe 3.

Pour chaque classe d'âge, la moyenne pondérée des résultats de chaque étude a permis d'obtenir un PDL de référence par acte scanographique.

Un PDL de référence a été retenu pour les actes scanographiques les plus fréquents.

Les tableaux 3, 4, 5, 6, 7 de l'annexe 3 reprennent les PDL de référence retenus pour les cinq classes d'âge pédiatrique. Le tableau 8 de l'annexe 3 reprend les PDL de référence retenus pour l'adulte.

La totalité des PDL de référence retenus sont présentés dans le tableau 9 de l'annexe 3 par acte scanographique en fonction de chaque classe d'âge.

Pour l'adulte, 21 PDL de référence ont été obtenus sur les 50 actes scanographiques répertoriés.

Pour l'enfant, un minimum 8 PDL de références sur 45 actes a été obtenu pour le nourrisson de 0 à 6 mois et un maximum de 12 PDL de référence a été obtenu pour l'enfant de 7 à 30 mois.

III/ Les doses efficaces de référence (Annexe 4)

A / Etudes permettant la détermination des doses efficaces

La revue systématique de la littérature a permis de sélectionner 5 articles permettant la détermination des doses efficaces pour les actes scanographiques dont aucun PDL et Epdl de référence n'avait été retrouvé.

Pour l'adulte, une seule étude a été utilisée. Il s'agit d'une revue de la littérature internationale menée conjointement par IRSN et INVS permettant une remise à jour des niveaux d'exposition de la population française en 2007 (3). Elle permet la détermination de la dose efficace pour les 39 actes (incluant les explorations des membres supérieurs et inférieurs) dont aucune référence dosimétrique n'avait été retrouvée.

Pour l'enfant, quatre études ont été utilisées. Il s'agit de 2 études nationales européennes (allemande (39) et grecque (40)), d'une étude canadienne (28) et d'une étude japonaise (41).

Ces enquêtes dosimétriques ont toutes été réalisées sur scanner multi coupe avec des protocoles scanographiques spécifiques en fonction de la classe d'âge de l'enfant. Les calculs

dosimétriques ont été réalisés sur fantômes anthropomorphes selon l'âge du patient en utilisant la méthode Monte Carlo. La dose efficace a été estimée selon 2 méthodes : une étude s'est basée sur l'estimation de l'énergie communiquée aux différentes régions (40) ; les trois autres études ont estimé la dose absorbée aux organes afin de déterminer la dose efficace de l'examen.

Au total, les 4 études ont permis de déterminer directement ou par l'utilisation de ratios, les doses efficaces pour les actes pédiatriques dont aucune donnée dosimétrique n'était disponible.

Le tableau 1 de l'annexe 4 reprend les principales caractéristiques des études sélectionnées.

B / Détermination des doses efficaces

Pour l'adulte, les doses efficaces retenues sont issues du rapport *Expri* (3).

Pour l'enfant, les doses efficaces retenues sont déterminées soit, directement à partir des doses efficaces retrouvées dans les études, soit, par calcul à partir de ratios enfant/ adulte comme décrit précédemment (voir « Matériels et Méthodes »).

Les ratios retenus pour le calcul sont présentés dans le tableau 2 de l'annexe 4 en fonction de la classe d'âge du patient et de la région explorée.

Les ratios calculés ont ensuite été comparés aux ratios de 3 autres études sélectionnés par notre recherche bibliographique.

Les doses efficaces de référence retenues pour chaque acte scanographique sont répertoriées dans le tableau 3 de annexe 4 en fonction de l'âge du patient.

IV/ Dose individuelle moyenne d'irradiation environnementale en France

Notre revue de la littérature française, s'intéressant à la dosimétrie environnementale dans notre pays, n'a retenu qu'une seule étude. Il s'agit d'une revue de la littérature menée par l'IRSN incluant les enquêtes dosimétriques environnementales réalisées en France depuis 1999 (42).

Cette étude retrouve une dose efficace moyenne d'irradiation environnementale s'élevant à 2,43 mSv par personne et par an.

Les résultats détaillés de cette étude sont repris dans le tableau ci-dessous (*figure 5*).

Figure 5 : Exposition environnementale aux rayonnements ionisants de la population Française (42)

Sources d'exposition	Dose annuelle / individu (mSv)
Radon	1,43
Rayonnements telluriques	0,47
Rayonnements cosmiques	0,28
Eaux et aliments	0,23
Autres (rejets des installations, retombées des essais,	0,03
TOTAL	2,43

Au total, la conversion de la dose efficace cumulée par scanner en durée d'irradiation environnementale s'effectue, selon le calcul décrit dans « matériels et méthodes » avec les données suivantes :

E env/an = 2,43 mSv

E env/mois = 0,2 mSv

V/ Le seuil de survenu du risque de cancer

Cinq études analysant les doses-seuils de survenue de cancer ont été retenues.

Il s'agit de :

- deux études de cohorte prospectives ayant suivi les 86611 survivants d'Hiroshima et de Nagasaki pendant plus de 50 ans (43) (44),
- 1 étude de cohorte rétrospective britannique menée chez 176 601 enfants pendant 17 ans (45),
- du dernier rapport du Comité Scientifique des Nations Unies pour l'étude des effets des rayonnements ionisants(4),
- de deux revues systématiques de la littérature internationale (46) (47).

Les principales sociétés savantes de radioprotection se basent sur l'étude des survivants d'Hiroshima et de Nagasaki (étude *Life Span Study*) afin d'estimer le risque de cancer dû à l'exposition aux faibles doses de rayonnements ionisants.

L'analyse de cette cohorte retrouve un excès d'apparition de leucémies à partir de 5 ans en post-exposition et un excès d'apparition de cancers solides à partir de 10 ans (44).

Ces données épidémiologiques suggèrent que le seuil de survenue d'un excès de cancer se situe entre 10 et 50 mSv pour une exposition aiguë et environ 50-100 mSv pour une exposition de longue durée (47). En dessous de 50 mSv aucune preuve convaincante épidémiologique du risque de cancer existe (46).

Au total : Aucune augmentation des affections cancéreuses n'a été détectée pour des niveaux d'irradiation cumulés en dessous de 100 mSv (4).

L'enfant présente un risque accru par rapport à l'adulte : ses organes sont beaucoup plus radiosensibles et il présente une espérance de vie plus importante. Pourtant, aucune valeur seuil spécifique n'a encore été retrouvée. Une étude publiée très récemment « *the Lancet* » (45) suggère que 2 à 3 examens par scanographie du crâne pourraient tripler le risque de tumeurs cérébrales chez les enfants âgés de moins de 15 ans au moment de l'examen, et que 5 à 10 examens par scanographie du crâne pourraient tripler leur risque de leucémies.

Les trois couleurs du code utilisées dans notre logiciel sont alors définies en fonction des deux seuils suivants :

Seuil de sur-risque de cancer incertain = 50 mSv

Seuil de sur-risque de cancer certain = 100 mSv

Ainsi :

- lorsque la dose efficace cumulée par un patient est comprise entre 0 et 50 mSv, la couleur d'affichage sera verte,
- lorsqu'elle est comprise entre 50 et 100 mSv, la couleur sera orange,
- lorsque cette valeur sera supérieure à égale à 100 mSv, la couleur affichée sera rouge.

VI/ L'outil informatique (Annexe 5)

Il est constitué de 5 rubriques.

A/ Un classeur Excel intitulé « *ScanDose* » contenant :

- **une fiche dosimétrique individuelle**, à remplir pour chaque patient. Elle correspondant à un tableau Excel dans lequel sont rentrés, par ordre chronologique, tous les examens scanographiques du patient, avec les doses efficaces de chacun et la dose efficace cumulée correspondante. Il est possible, par filtrage, de connaître l'irradiation cumulée d'une ou plusieurs régions. Cette fiche est imprimable.
- **les 3 tableaux de références** permettant le calcul de la dose efficace pour chaque examen scanographique, en fonction de l'âge du patient au moment de l'examen, et de la région scanographique explorée : le tableau des Epdl de référence (Annexe 2), le tableau des PDL de référence (Annexe 3) et le tableau des doses efficaces moyennes de référence (Annexe 4).
- **une présentation graphique des données** des doses efficaces cumulées pour chacune des 8 régions irradiées.

B/ Une fiche d'informations préliminaires à l'utilisation de l'outil (Référence 2 annexe 5) intitulée « A propos ». Elle est également disponible en cliquant sur l'icône « A propos.doc » présente sur la fiche dosimétrique.

Elle explique les notions de radioprotection présentes dans l'outil et précise le but de celui-ci.

C/ Un mode d'emploi de l'outil (Référence 3 annexe 5), également disponible en cliquant sur l'icône « aide » présente sur la fiche dosimétrique.

D/ Un dossier, intitulé « Export Auto xml », **permettant l'enregistrement au format xml** des informations contenues dans chaque fiche dosimétrique de chaque patient. Cet enregistrement se fait automatiquement lorsque l'on ferme la fiche dosimétrique du patient. Ce dossier permet de récupérer les informations pour chaque patient et d'exporter les données.

E/ Un dossier de stockage des données, intitulé « Archive Fiches », **permettant l'enregistrement de chaque fiche** dosimétrique patient sous son identité (nom, prénom et date de naissance). L'enregistrement dans ce dossier se fait automatiquement lorsque l'on ferme la fiche.

L'outil informatique est joint dans le CD-ROM situé en dernière page (Référence 4 annexe 5).

Discussion

I/ Création de la base de données

A/ Choix du scanner

Nous avons choisi de quantifier, par notre outil, l'irradiation délivrée par le scanner. Parmi les actes de radiologie diagnostique prescrits par les médecins généralistes, il constitue l'examen le plus irradiant en France (*figure 6*). Le scanner représente 10% des actes d'imagerie diagnostique pratiqués en France et les doses délivrées par acte sont de l'ordre d'une dizaine de millisieverts. Comparativement, la médecine nucléaire et la radiologie interventionnelle diagnostique (coronarographies, artériographies) délivrent des doses du même ordre de grandeur par acte mais leur prescription est beaucoup moins fréquente (respectivement 1,6 et 0,6% des actes diagnostiques). Pour la radiologie conventionnelle, son recours est beaucoup plus fréquent (63% des actes) mais les doses délivrées par acte sont 100 à 1000 fois moins importantes que l'acte scanographique (de l'ordre du dixième ou du centième de millisievert).

Figure 6 : Nombre total d'actes et dose efficace collective associée par type d'exploration diagnostique pour la population française en 2007 (3)

Modalité d'imagerie	Actes		Dose efficace collective	
	Effectif	%	mSv	%
Radiologie conventionnelle (hors dentaire)	47 012 200	63	21 551 900	26,1
Radiologie dentaire	18 430 150	24,7	187 600	0,2
Scanographie	7 563 920	10,1	47 954 800	58
Médecine nucléaire	1 177 120	1,6	8 431 700	10,2
Radiologie interventionnelle diagnostique	439 610	0,6	4 504 600	5,5
Total	74 623 000	100	82 630 600	100

Au total, à l'échelle de la population française, lorsque l'on compare la dose d'irradiation annuelle délivrée par le scanner par rapport aux doses délivrées par les autres actes diagnostiques, on constate qu'elle représente plus de la moitié de la dose d'irradiation totale annuelle soit 58% de la dose efficace collective (3).

Nous pensons donc que, si l'on veut sensibiliser médecins et patients à la radioprotection, il faut tout d'abord s'intéresser aux doses délivrées par le scanner qui représentent le principal risque à l'échelle de la population française.

B/ Choix de la grandeur dosimétrique : la dose efficace

La dose efficace est l'indicateur dosimétrique recommandé au niveau international (6) pour quantifier l'exposition d'une population aux rayonnements ionisants. Il s'agit d'un indicateur global du risque stochastique à long terme, qui permet la comparaison et le suivi dans le

temps des doses délivrées par différents types d'actes, différentes modalités d'imagerie ou par différents services (23). Notre but était d'établir un outil permettant le suivi dosimétrique du patient et nous avons donc suivi les recommandations internationales en choisissant d'exprimer les doses délivrées par le scanner en cette unité. Toutefois, il s'agit d'une grandeur pondérée sur l'ensemble de l'organisme alors que, en radiologie conventionnelle, comme en scanographie, l'irradiation est localisée. La dose efficace d'un examen ne reflète pas la dose reçue par chaque organe et peut, dans certains cas, dissimuler des valeurs élevées de doses délivrées à certains organes.

Afin de décrire au mieux l'exposition médicale d'une population aux rayonnements ionisants liée aux procédures diagnostiques, il conviendrait de compléter la connaissance de la dose efficace par celle des doses délivrées aux organes les plus radiosensibles tels que ceux définis dans la publication n°103 de la CIPR (6).

Le but de notre outil est de sensibiliser une population à la radioprotection en scanographie et non d'établir un calcul de risque ou un relevé dosimétrique précis. Nous avons donc fait le choix de simplifier les relevés dosimétriques en n'exprimant que la dose efficace pour chaque acte. Si l'on veut aller plus loin dans l'estimation du risque, on peut, à partir de la base de données de dose efficace créé, calculer une dose absorbée cumulée pour les organes les plus radiosensibles (thyroïde, cristallin).

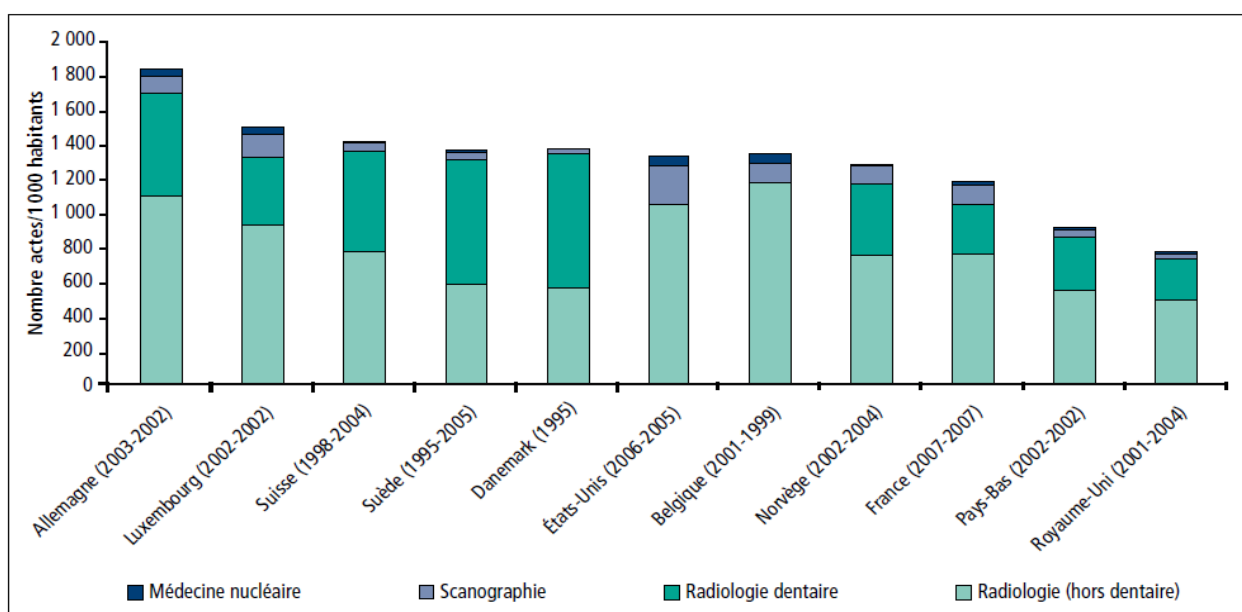
C/ Choix de la revue systématique de la littérature

C1/ Choix du champ spatial du recueil de données

Nous avons fait le choix de nous intéresser principalement à la littérature française et européenne pour l'estimation de nos données dosimétriques. Nous voulions avoir l'estimation la plus représentative possible des doses d'irradiation reçue par la population française.

Cependant, il existe des variations dans la pratique de l'irradiation par scanner selon les pays européens (figure 7).

Figure 7 : Répartition des actes par type d'exploration diagnostique pour 1000 habitants, dans différents pays européens et les Etats-Unis (3)



Concernant la fréquence des actes de scanographie, la France semble se situer parmi les pays européens réalisant le plus d'actes pour 1 000 habitants (119) avec l'Allemagne (100, données de 2003), la Belgique (116, données de 2001), le Luxembourg (135, donnée de 2002) et la Norvège (104, donnée de 2002), mais très en deçà des États-Unis, avec 223 actes scanographiques pour 1 000 habitants en 2006. Il convient néanmoins de noter que l'activité de scanographie peut avoir évolué dans ces pays depuis la réalisation des enquêtes compte tenu en particulier de l'évolution technologique rapide dans ce domaine (3).

Les pays européens dont les données dosimétriques ont été exploitées (Allemagne, Belgique), ont donc un recours au scanner similaire à celui pratiqué en France mais moindre qu'aux USA. Concernant les doses délivrées par le scanner à l'échelle de la population, la France se situe devant les USA. L'irradiation par scanners représente aux USA, 17% des actes diagnostiques et 50% de la dose efficace collective en 2009 (48) versus respectivement 24% des actes et 58% de la dose efficace collective en France en 2007 (3).

Le choix européen ne semblerait donc pas plus pertinent que le fait d'inclure également les USA. Nous aurions donc pu, dans notre revue de la littérature inclure également les relevés dosimétriques effectués aux USA.

C2/ Choix du champ temporel du recueil de données

Par ailleurs, nous avons choisi de ne nous intéresser qu'aux articles dont la parution était postérieure à 1999. Cette date correspond à la parution du premier guide européen de critères de qualité scanographique avec les premiers relevés dosimétriques sur scanners multi coupes (18). Cependant, ce choix implique que toutes les études n'aient pas les mêmes bases de calcul. Les estimations dosimétriques effectuées avant 2007 sont basées sur les anciens facteurs de pondération tissulaire issus de la CIPR 60 datant de 1991(49) ; celles effectuées après 2007 sur les nouveaux facteurs publiés dans la CIPR 103 en 2007 (6).

Cependant, en n'incluant que les articles publiés après 2007, la base de données aurait été insuffisante pour permettre une détermination des grandeurs dosimétriques de référence statistiquement significative, surtout chez l'enfant.

Chez l'enfant, nous avons sélectionné les études dosimétriques publiées après 2001. Cette date correspond à la mise en place de protocoles scanographiques spécifiques de l'enfant (50).

D/ Choix des classes d'âge

Nous avons choisi d'exploiter les relevés dosimétriques des études selon 6 classes d'âge distinctes : 0-6 mois, 7 mois-30 mois, 31 mois-7 ans et 6 mois, 7 ans et 7 mois-12 ans et 6 mois, 12 ans et 7 mois- à partir de 17 ans et 7 mois.

Pour les facteurs de conversion, la totalité des études pédiatriques estimait cette valeur à partir de fantômes anthropomorphes modélisant un enfant standard pour 4 âges de référence : nouveau-né, 1an, 5 ans, 10 ans.

Pour les PDL de référence, cette valeur était estimée selon 4 ou 5 classes d'âge pédiatrique : nouveau-né, 1an, 5 ans, 10 ans et parfois 15 ans.

De même que pour les PDL, les doses efficaces étaient estimées, selon les études, en fonction de 4 ou 5 classes d'âge de référence pédiatrique.

Afin que notre outil puisse calculer une dose efficace pour chaque type d'acte en fonction de l'âge du patient, nous devons harmoniser nos résultats et exprimer chaque grandeur dosimétrique (EpdL, PDL et dose efficace) en fonction des mêmes classes d'âge. Nous avons donc constitué 5 catégories d'âge différentes pédiatriques centrées sur les âges de référence

cités dans les études. Une exception a été faite pour les données concernant le nouveau-né : nous avons considéré que les valeurs correspondantes étaient valables jusqu'à l'âge de 6 mois. Nous avons considéré que les données pour l'adulte étaient valables à partir de 17 ans et 7 mois.

Par ailleurs, nous avons créé, pour l'exploitation des EpdI, une 6^{ème} classe d'âge (12 ans et 6 mois- 17 ans et 6 mois) qui n'existait pas dans les études publiées. Nous avons alors considéré que la valeur de l'EpdI pour cette classe d'âge était comprise entre la valeur pour l'enfant de 10 ans et celle pour l'adulte en suivant la linéarité de la courbe *Excel* des valeurs (*figure 3*).

Cette exploitation des données en classes d'âge implique une **réelle approximation de la taille et du poids du patient pour le calcul de dose efficace** : nous considérons par exemple, que la donnée dosimétrique recueillie pour l'enfant de 5 ans est également valable pour l'enfant de 31 mois et pour celui âgé de 7 ans et 6 mois. Cependant, toutes les données publiées, se basent sur des fantômes anthropomorphes pour un âge donné dont la morphologie ne correspond pas réellement à celle réelle de l'enfant.

E/ Choix des régions anatomiques et actes scanographiques étudiés

Nous avons choisi d'exprimer chaque donnée dosimétrique en fonction de 8 régions anatomiques distinctes, chacune traduisant la radiosensibilité des tissus et organes qui la composent : **tête, cou, tête + cou, thorax, abdomen + /- pelvis, thoraco-abdomino-pelvien, membre supérieurs, membres inférieurs.**

Concernant les EpdI, ils sont exprimés, selon les études, en fonction de 3, 4, 5 ou 6 régions anatomiques distinctes. Les régions des membres n'ont jamais été étudiées. Ceci probablement en raison de la radiosensibilité peu importante de ces deux régions et en raison de l'absence d'obligation de faire apparaître le PDL pour ce type d'acte.

Concernant les PDL et les doses efficaces, ils sont exprimés en fonction de l'acte scanographique étudié. Les libellés des actes scanographiques étaient basés pour la majeure partie des études selon la classification CCAM que nous avons reprise. Nous n'avons retrouvé aucune donnée dosimétrique pour la région des membres chez l'enfant. Ceci probablement du fait de la fréquence rare de ces actes souvent remplacés par l'IRM ou l'échographie.

Nous désirions avoir pour chaque patient, un relevé dosimétrique scanographique le plus exhaustif possible. Nous avons alors inclus la totalité des actes scanographiques de la classification CCAM alors que certains sont très rarement prescrits (cysternoscanner, sacroradiculographie, discoscanners) et donc très peu étudiés dans la littérature.

Chez l'enfant, nous n'avons inclus que les actes scanographiques réalisables. Les actes de discoscanners, pelvimétrie par scanner et sacroradiculographie, qui ne sont jamais réalisés chez l'enfant, ont été exclus. Par défaut de données dosimétriques, les actes scanographiques des membres n'ont pu être inclus.

Afin d'harmoniser les résultats, nous avons ensuite classé chaque acte scanographique dans une des 8 régions anatomiques en fonction de la nature des organes et tissus irradiés.

Ce choix de cette classification par régions anatomiques dans l'exploitation des données comporte donc plusieurs biais :

- **Il ne prend pas en compte le sexe du patient.** Pourtant, pour les examens thoraciques irradiant la glande mammaire, il aurait été intéressant de prendre en compte ce paramètre. En effet, le risque de développer un cancer du sein radio-induit est plus important chez la femme que chez l'homme.

- **Tous les organes et tissus d'une même région anatomique sont considérés comme ayant la même radiosensibilité.** L'Epdl est le reflet de la « radiosensibilité moyenne » des organes de la région. La dose absorbée par les organes les plus radiosensibles n'est donc pas mise en évidence.
- Il **suggère l'inclusion d'actes très rarement prescrits**, dont les données dosimétriques sont très peu étudiées, notamment chez l'enfant. Les données de référence choisies pour ces actes sont issues des données adulte ou d'une seule source donc peu significative.

II/ Analyse des principaux résultats

Notre revue systématique de la littérature nous a permis de disposer d'une dose efficace pour chaque acte scanographique en fonction de l'âge du patient.

Mais il existe de nombreuses imprécisions dans le calcul de cette dose efficace avec des résultats disparates selon les études sélectionnés.

A / Calcul de la dose efficace : 3 niveaux d'imprécision

A1/ Imprécision du calcul à partir du PDL de l'acte et de l'Epdl de référence :

$$\underline{E = PDL \times Epdl}$$

- *Le PDL de l'acte*

Le PDL est la valeur de référence pour rendre compte de la dose absorbée totale par l'organisme du patient lors de l'examen. Le PDL, délivré par la console du scanner, est une estimation faite de la dose absorbée lors de l'acte à partir de fantômes anthropomorphes représentant un individu (adulte ou enfant) standard. Des logiciels utilisant la méthode de Monte Carlo, permettent de calculer le PDL directement à partir des paramètres scanographiques choisis par l'opérateur lors de la réalisation de l'acte. Dans ce cas, **le calcul de la dose efficace tient compte des paramètres d'irradiation précis de l'acte mais pas de la morphologie individuelle unique du patient.**

- *Les EPDL*

Les facteurs de conversion sont génériques, c'est-à-dire qu'ils sont établis pour un patient standard. Leur indépendance avec la morphologie du patient est certainement limitée, mais n'introduit pas d'erreur trop importante, sauf dans le cas des enfants pour lesquels nous avons appliqué des valeurs spécifiques en fonction de l'âge (22).

Ces facteurs de conversion sont indépendant de la dose délivrée aux patients et donc des paramètres de l'examen.

Ils dépendent principalement des facteurs de pondération tissulaires utilisés pour traduire la radiosensibilité relative de chaque organe. Les études publiées avant 2007 utilisent les facteurs de pondération déterminés par le rapport 60 de la CIPR (49) tandis que celles publiées après 2007 utilisent le rapport 103 (6).

Les moyennes n'ont donc pas été pondérées ; chaque étude définissant une seule valeur d'Epdl par classe d'âge et région explorée.

Chez l'adulte, les valeurs des Epdl pouvaient varier selon les études de 26 % pour la région de la tête et du thorax, de 19% pour la région du cou et de 21% pour la région abdomen-pelvis. Les valeurs des Epdl étaient similaires pour les régions tête et cou, et thoraco-abdomino-pelvienne.

Chez l'enfant, les études sélectionnées ont retrouvé les mêmes valeurs en fonction de l'âge (Annexe 2). La significativité des Epdl de référence est donc plus élevée.

A2/ Imprécision du calcul à partir du PDL et de l'Epdl de référence :

$$\underline{E = PDL_{ref} \times Epdl}$$

Lorsque la valeur du PDL n'est pas disponible, la dose efficace se calcule à partir d'un PDL de référence en fonction de la région explorée.

Les PDL de référence représentent, pour chaque acte, le PDL moyen délivré en France.

La dose efficace ainsi calculée ne prend en compte ni les paramètres scanographiques spécifiques de l'acte ni la spécificité morphologique du patient.

Les valeurs de PDL retrouvées sont très variables selon les études.

Par exemple, chez l'adulte, le PDL d'un scanner cérébral sans injection pouvait varier de 31% ; celui d'un scanner thoracique sans injection de 80%.

Chez l'enfant de 6 mois, le PDL d'un scanner cérébral sans injection pouvait varier de 73%, celui d'un scanner thoracique sans injection de 68%.

Devant cette dispersion des valeurs, il s'avère alors être très compliqué de déterminer un PDL de référence par type d'acte. Nous avons choisi de réaliser des moyennes pondérées en fonction de l'ampleur de l'étude (selon le nombre de services ou le nombre d'actes inclus). Mais, ces moyennes ont une significativité limitée : résultats disparates des études dont elles sont issues, utilisation de deux types de pondération.

Par exemple, on constate, que le PDL de référence d'un scanner abdominal sans injection est supérieur à celui d'un scanner abdomino-pelvien.

A3/ Imprécision dans la détermination directe de la dose efficace

Lorsqu'aucun PDL correspondant à l'examen n'est retrouvé dans la littérature, une dose efficace doit être prise directement comme référence sans s'appuyer sur un calcul.

Similairement au calcul à partir de PDL de référence, cette méthode ne prend pas en compte ni des paramètres spécifiques de l'acte, ni de la morphologie unique du patient.

De plus, il existe des approximations supplémentaires.

Pour l'adulte, ces doses efficaces sont issues d'une seule source (3), se basant sur les facteurs tissulaires de la CIPR 60 rendant leur significativité limitée.

Chez l'enfant, nous n'avons eu qu'une valeur de dose efficace à partir des articles retenus.

Nous avons alors calculé les autres valeurs, en prenant comme référence, pour chaque région, les actes dont nous avons un PDL de référence pour chaque classe d'âge (tableau 3 de l'annexe 1). Nous pouvions alors calculer, à partir de un ou deux ratio enfant/ adulte de référence pour chaque région, les doses efficaces manquantes des actes dans cette région.

Nous avons ainsi réalisé une **double approximation** dans le calcul des doses efficaces pour l'enfant :

- **calcul à partir des valeurs de doses efficaces adulte**, issues parfois que d'une seule source,

- calcul à partir d'un ou de deux ratios dose efficace enfant / adulte de référence par région en considérant que tous les actes scanographiques d'une même région avaient les ratios de dose efficace en fonction de l'âge identique.

Par exemple, nous avons considéré que le ratio dose efficace enfant/ adulte calculé pour le scanner cérébral sans injection était également valable pour un scanner de l'articulation temporo-mandibulaire ou du conduit auditif interne. De même, pour la région thoracique, les ratios retrouvés pour le scanner thoracique sans injection ont servi à calculer les doses efficaces pour l'angiostScanner thoracique.

De plus, les ratios que nous avons établis à partir de ces actes de référence (tableau 2 de l'annexe 4) sont d'une significativité limitée.

Lorsque l'on compare nos résultats région par région avec les ratios établis par d'autres études, on retrouve des résultats disparates (figures 8, 9,10).

Figure 8 : Ratios dose efficace enfant/adulte pour les examens cérébraux selon le type d'étude et l'âge du patient

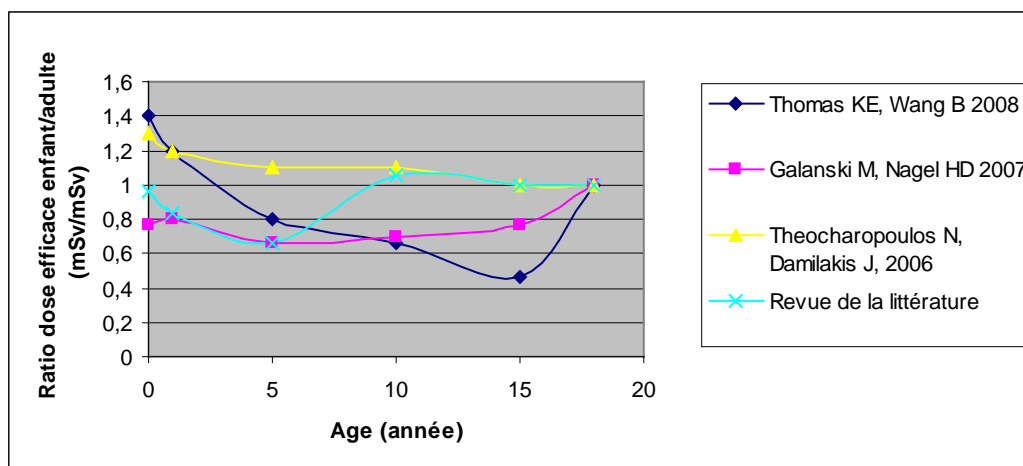


Figure 9 : Ratios dose efficace enfant/adulte pour les examens thoraciques selon le type d'étude et l'âge du patient

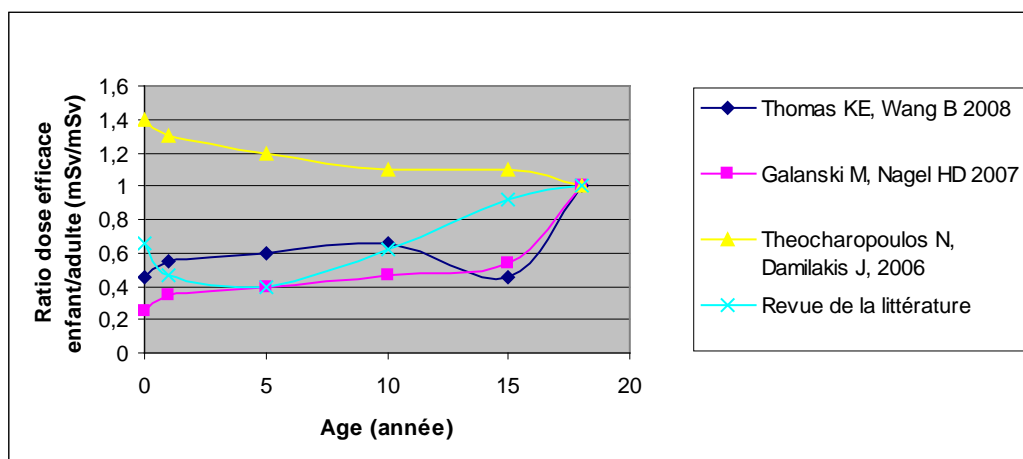
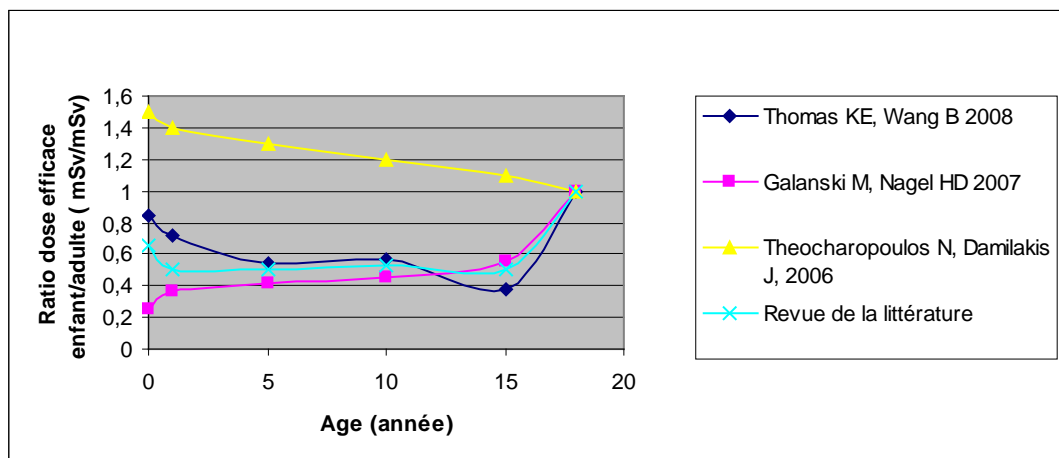


Figure 10 : Ratios dose efficace enfant/adulte pour les examens abdomino-pelviens selon le type d'étude et l'âge du patient



Cette variation entre les ratios selon les études peut avoir deux explications :

- L'utilisation dans le calcul des doses efficaces de méthode d'estimation dosimétrique et facteurs de pondération tissulaire différents ; ces facteurs seront développés dans la suite de la discussion.
- L'utilisation de protocoles scanographiques spécifiques pour l'enfant variables selon les études.

B / Les valeurs dosimétriques pour l'enfant

B1/ Choix de protocoles scanographiques spécifiques en fonction de l'âge

Nous pouvons être étonnés de retrouver pour la majeure partie des actes, des doses efficaces de référence, inférieures chez l'enfant par rapport à celles de l'adulte.

Compte tenu de la grande radiosensibilité des enfants, nous aurions pu imaginer le contraire. En effet, pour des paramètres d'exposition identiques sur un même organe et une même longueur d'irradiation, un nouveau-né reçoit en moyenne une dose efficace 8 à 10 fois supérieure à celle d'un adulte (3). De plus, plusieurs études confirment que, lorsque l'on utilise pour un même acte, les mêmes paramètres d'irradiation pour l'enfant et pour l'adulte, une relation inverse entre la dose efficace et l'âge est observée (51,52).

Cependant, dans les services de radiopédiatrie, les doses efficaces délivrées à l'enfant sont 2,5 à 10 fois plus faibles que chez les adultes en raison de l'adaptation des paramètres scanographiques à la morphologie du patient (40). Cette constatation a également été faite en France dans l'étude multicentrique de grande ampleur menée par l'IRSN publiée en 2012(34).

Afin de nous rapprocher de la pratique clinique en pédiatrie, nous avons donc inclus uniquement les études dont les protocoles scanographiques étaient adaptés à l'âge de l'enfant. Les études, estimant les doses effectives d'irradiation se basant sur les mêmes paramètres scanographiques pour l'enfant et pour l'adulte, ont donc été exclues.

Cependant, ce choix implique plusieurs biais :

- Nous considérons que **tous les centres de radiologie en France utilisent des protocoles pédiatriques**. Ce devrait être le cas selon le principe de radioprotection ALARA (« As Low As Reasonably Achievable ») que doivent respecter les radiologues.

- Nous considérons que **les protocoles scanographiques appliqués chez l'enfant dans les centres de radiologie sont sensiblement les mêmes en fonction de l'âge**.

Or, selon les études utilisant des protocoles scanographiques pédiatriques spécifiques, il existe une variation des doses efficaces.

Pour les scanners cérébraux, l'étude de *Thomas (28)* et celle de *Theocharopoulos (40)* montrent une relation inverse persistante entre la dose efficace et l'âge malgré l'utilisation de protocoles liés à l'âge, alors que l'étude de *Galanski (39)* indique une dose efficace plus basse entre 5 et 10 ans et plus élevée pour le nouveau-né et l'adolescent (*figure 8*). Pour les scanners thoraciques, *Galanski (39)* et *Thomas (28)* montrent une dose efficace qui augmente en fonction de l'âge alors que, pour *Theocharopoulos et al. (40)*, il existe toujours une relation inverse (*figure 9*). Pour les scanners abdomino-pelviens, *Galanski (39)* retrouve une relation linéaire en fonction de l'âge alors que *Theocharopoulos (40)* retrouve toujours une relation inverse (*figure 10*). Ces variations reflètent le choix de protocoles scanographiques pédiatriques différents selon les études.

Pour les examens irradiant le cou, la dose efficace reste toujours inversement proportionnelle à l'âge. Ceci peut s'expliquer par la grande radiosensibilité de la thyroïde en particulier à un âge jeune.

B2 / Des valeurs de PDL sous-estimées chez le petit enfant

Lorsque l'on compare les valeurs de PDL observées chez le nouveau-né, chez l'enfant de 1 an et 5 ans, par rapport aux valeurs d'enfant plus âgés, on peut constater des valeurs extrêmement basses, principalement pour les examens irradiant la tête.

Cette particularité peut s'expliquer par l'inclusion dans notre revue de la littérature d'une étude multicentrique pédiatrique de grande ampleur (27362 enfants inclus) ayant étudié les doses d'irradiation du nourrisson et petit enfant jusque l'âge de 5 ans (*34*). Cette étude, parue en 2012, a inclus principalement des services de radio pédiatrie de pointe (11 services sur 14) utilisant des protocoles scanographiques très modernes avec de très faibles doses d'irradiation délivrées. Les résultats de cette étude influent donc très fortement sur les PDL de référence (moyennes pondérées) retrouvés chez le petit enfant. Les valeurs déduites sont donc sous-estimées par rapport à la pratique réelle d'irradiation moyenne de l'enfant en France.

III / Validité de la base de données

Nous avons pu constater dans l'interprétation de nos résultats ci-dessus une grande disparité dans les données issues des études sélectionnées. Les données dosimétriques de référence issues de ces études ont donc une représentativité limitée.

Cette dispersion des résultats selon les études peut s'expliquer.

Devant le peu de données dosimétriques concernant le scanner en Europe, nous avons sélectionné nos études selon des critères d'inclusion larges. Ces études utilisaient des méthodes de calcul diverses, des facteurs de pondération tissulaires ainsi que des paramètres scanographique différents. Tous ces facteurs influencent fortement l'estimation dosimétrique d'un acte.

A/ Influence du choix de la méthode de calcul

La dose efficace n'est pas directement accessible à la mesure, mais doit être estimée par calcul. Cette estimation, au niveau individuel, est difficile car chaque patient est unique de par sa taille, son poids, son sexe. Plusieurs méthodes se basant sur des représentations physiques ou mathématiques du patient (fantômes anthropomorphes) ont donc été développées. Au cours de notre revue de la bibliographie, les articles sélectionnés ont fait appel à **3 méthodes de calculs principales pour estimer la dose efficace à partir de fantômes anthropomorphes.**

A1/ La méthode de la dose absorbée aux organes (méthode de Monte Carlo (MC))

Il s'agit de la méthode de calcul la plus répandue en Europe. Elle permet de disposer, avec une précision suffisante, des valeurs de doses aux organes lors d'un acte.

Il est en effet possible de simuler le transport du rayonnement dans les tissus dès lors que la situation d'exposition a été définie et qu'un modèle de fantôme anthropomorphe a été retenu (22). Cependant, en fonction des auteurs, l'estimation fait appel à des niveaux différents aux données MC : calcul complet avec une géométrie et des conditions d'exposition propres à un patient ou calcul à partir de données normalisées correspondant à une géométrie standard et des conditions d'exposition prédéterminées (20).

Un premier modèle a été développé par les membres du *National Radiological Protection Board* (53). Il se base sur un fantôme anthropomorphe adulte hermaphrodite constitué de formes géométriques permettant de reproduire les organes les plus radiosensibles. Des stimulations ont ensuite été réalisées sur plusieurs protocoles provenant de plusieurs scanners différents pour estimer la dose reçue par chaque organe. Ces doses ont ensuite été pondérées par un facteur de pondération spécifique à chaque organe pour avoir une dose efficace. Ce modèle a donné naissance à plusieurs programmes permettant de calculer la dose effective d'un examen à partir de paramètres scanographiques : « *CT DOSE* » développé par *John Le Heron* du *New Zealand's National Radiation Laboratory* (54), et plus récemment, le logiciel « *ImPACT CT patients dosimetry calculator* » développé au Royaume-Uni (10) qui permet de prendre en compte les nouveaux scanners multicoupe.

D'autres simulations ont été réalisées par *Zankl et al* (55) à partir de 2 fantômes masculin et féminin se basant sur les références de la CIPR. Le modèle de Monte Carlo a été utilisé pour les simulations de la dose aux organes. Ensuite ces doses ont été ajustées par les facteurs tissulaires spécifiques correspondant à chaque organe irradié afin de calculer la dose efficace. Ce travail a été exploité sur un logiciel de calcul de la dose efficace *WinDose* (56). Plus récemment, en 2002, une autre équipe germanique a également utilisé deux fantômes masculin et féminin afin de créer le logiciel *CT-expo* (57).

Chacun de ces logiciels permet, à partir des facteurs scanographiques spécifiques de l'acte, de connaître la dose absorbée par chaque organe, le PDL et la dose efficace de l'acte. **C'est le logiciel « ImPACT » qui a été majoritairement utilisé dans les études sélectionnées afin de calculer les PDL de référence.** Le logiciel « *CT-expo* » a également été utilisé.

Mais, pour un même acte, les résultats dosimétriques calculés par ces logiciels sont variables. Lorsque l'on compare les doses efficaces calculées par les logiciels « *CT-expo* », « *WinDose* » et « *ImPACT* », il existe des différences allant de 3,3% à 23,4% pour les actes réalisés en scanographie séquentielle et de 10,6 à 43,8% pour la scanographie multicoupe (58).

A2/ Méthode de l'énergie communiquée

Une autre approche se basant sur l'énergie communiquée au patient a été développée par *Atherton et Huda* (59). Ils ont mesuré la quantité totale d'énergie transmise par le rayonnement ionisant à un patient durant un scanner. Cette énergie a été calculée sur un fantôme anthropomorphique mathématique. Pour les différents types de scanners le ratio entre la dose effective et la dose absorbée totale a été calculé. La dose effective est ensuite estimée en multipliant l'énergie totale absorbée par le ratio correspondant à la région irradiée (60).

Cette méthode ne fournit pas d'informations sur les doses aux organes individuels, elle permet néanmoins une vaste évaluation des risques et l'estimation des doses efficaces (59). En particulier, les considérations d'énergie transmise fournissent une première évaluation des doses efficaces pour les patients pédiatriques par rapport à ceux des adultes dans les mêmes conditions tomodensitométrie (61).

Cette méthode de calcul a été utilisée par une seule étude (40) permettant la détermination des doses efficaces dans notre revue de la bibliographie.

A3/ Méthode à partir de facteurs de conversion

Une troisième méthode consiste à estimer la dose effective en se basant sur les facteurs de conversion en fonction de la région anatomique. Cette méthode a été décrite par « *l'european guidelines on quality for Computed Tomography* » (18) selon le travail effectué par *Jessen et al* (26). Dans cette approche, le PDL de l'examen a été multiplié par le facteur de conversion spécifique de la région irradiée pour estimer la dose efficace. Le PDL de l'examen affiché sur la console du scanner, ainsi que les facteurs de conversion sont calculés à partir de fantômes anthropomorphes représentant un individu standard de différentes classes d'âge (nouveau-né, 1an, 5ans, 10 ans et adulte). Ces fantômes sont constitués de cylindres de 16 cm représentant la tête et le corps d'un enfant et de 32 cm pour représenter le corps adulte (62).

Cette approche est celle que nous avons utilisée pour estimer la dose efficace à partir de PDL de référence ou du PDL de l'acte. Elle permet une estimation facile de la dose efficace (61).

A4 / Comparaison des 3 méthodes de calcul utilisées

Si l'on compare l'estimation de la dose efficace par les 3 méthodes, on constate que les valeurs de E calculées par PDL tendent à être inférieures aux valeurs de E estimées en utilisant la méthode MC ou la méthode de l'énergie communiquée (21).

Une étude américaine (63) a comparé des doses efficaces issues du calcul par PDL avec les valeurs issues du calcul par méthode MC : les valeurs à partir des PDL tendent à être inférieures à celles obtenues par méthode Monte Carlo à l'exception des examens concernant la tête pour lesquels les valeurs semblent être similaires.

Concernant l'enfant, les doses efficaces calculées à l'aide de la méthode MC tendent à être plus élevées que les valeurs calculées à partir des facteurs de conversion. Par exemple, *Deak* (27) retrouve un écart de 76% entre les doses efficaces calculées par les 2 méthodes pour un scanner thoracique chez l'enfant de 5 ans.

Au total :

- l'utilisation de fantômes anthropomorphes dans l'estimation de la dose efficace constitue un réel biais. Les estimations sont faites à partir de modèles mathématiques

sur des fantômes anthropomorphes représentant un adulte de taille standard (1,70 m et 70 kg) et des enfants d'âge standard.

- **Les doses efficaces calculées à partir de facteurs de conversion ont tendance à sous-estimer l'exposition.**

B/ Influence du choix des facteurs de pondération tissulaires

La dose efficace est calculée à partir de facteurs de pondération tissulaire dont les valeurs, indépendantes de l'âge du patient, évoluent avec les connaissances scientifiques.

Il existe effectivement une différence significative dans l'estimation de la dose efficace, selon que l'on utilise les facteurs de la CIPR 60 publiés en 1993 (49) ou de la CIPR 103 publiés en 2007 (6). Dans son étude, *Christner* (64) montre qu'en utilisant les facteurs tissulaires de la CIPR 60 la dose efficace est nettement sous-estimée par rapport au calcul effectué avec les facteurs de la CIPR 103 en particulier pour les examens thoraciques (seins). Il conseille alors d'utiliser les facteurs du rapport 103.

Figure 11 : Facteurs de pondération tissulaire w_T selon les publications n°60 et n°103 de la CIPR (Les valeurs grisées indiquent les principaux changements entre les 2 publications)
(23)

Organe ou tissu	Facteur de pondération tissulaire w_T		
	CIPR n° 60	CIPR n° 103	$w_{TCIPR103}/w_{TCIPR60}$
Gonades	0,20	0,08	0,4
Moelle osseuse	0,12	0,12	1
Colon	0,12	0,12	1
Poumons	0,12	0,12	1
Estomac	0,12	0,12	1
Vessie	0,05	0,04	0,8
Seins	0,05	0,12	2,4
Foie	0,05	0,04	0,8
Œsophage	0,05	0,04	0,8
Thyroïde	0,05	0,04	0,8
Surface osseuse	0,01	0,01	1
Peau	0,01	0,01	1
Cerveau	dans les organes restants	0,01	-
Glandes salivaires	0	0,01	∞
Organes restants ⁽¹⁾	0,05	0,12	2,4

⁽¹⁾ CIPR n° 60 : glandes surrénales, cerveau, reins, muscles, pancréas, intestin grêle, rate, thymus, utérus.

CIPR n° 103 : glandes surrénales, région extra-thoracique, vésicule biliaire, cœur, reins, ganglions lymphatiques, muscles, muqueuse buccale, pancréas, prostate, intestin grêle, rate, thymus, utérus.

Le tableau ci-dessus (*figure 11*) présente les facteurs de pondération tissulaire, issus des publications n°60 et n°103 de la CIPR. On constate, en particulier, une diminution du facteur de pondération associé aux gonades d'un facteur 0,4, alors que ceux des seins et des autres organes augmentent de plus d'un facteur 2. De nouveaux organes ont été introduits par la publication n°103, qui n'existaient pas auparavant de façon formelle dans la publication n°60, telles que les glandes salivaires, la région extra thoracique, la muqueuse buccale et la prostate (ces trois derniers organes étant maintenant inclus dans les autres organes). Quatre organes de la tête sont identifiés dans la publication n°103 de la CIPR (cerveau, glandes salivaires, région extra-thoracique et muqueuse buccale) alors que dans la publication CIPR n°60, seul le cerveau était identifié.

Ces changements dans les valeurs de facteurs tissulaires ont une répercussion sur les doses efficaces calculées (figure 12).

Figure 12 : Comparaison des doses efficaces moyennes calculées en utilisant les facteurs de pondération tissulaire des publications n°60 et 103 de la CIPR ; Rappel de la dose moyenne aux organes dans la zone explorée (23).

Acte scanographique complet (code CCAM)	PDL _{moy} (mGy.cm)	Dose moyenne aux organes situés dans la zone explorée (mGy)	E _{moy} (CIPR 60) (mSv)	E _{moy} (CIPR 103) (mSv)	E _{moy,103} / E _{moy,60}
Crâne et son contenu, avec injection de produit de contraste (ACQH003) (n _{moy} = 1,5 acquisition / acte)	1408	70	3,0 ⁽¹⁾	2,4	0,8
Crâne et son contenu, sans injection de produit de contraste (ACQK001) (n _{moy} = 1,03 acquisition / acte)	1013	50	2,1 ⁽¹⁾	1,7	0,8
Thorax avec injection de produit de contraste (ZBQH001) (n _{moy} = 1,06 acquisition / acte)	475	20	6,7	7,9	1,2
Thorax sans injection de produit de contraste (ZBQK001) (n _{moy} = 1,03 acquisition / acte)	415	20	5,8	6,8	1,2
Abdomen et pelvis avec injection de produit de contraste (ZCQH001) (n _{moy} = 1,8 acquisition / acte)	1146	35	17,2 ⁽²⁾	15,5 ⁽²⁾	0,9
Abdomen et pelvis sans injection de produit de contraste (ZCQK004) (n _{moy} = 1,14 acquisition / acte)	711	20	10,7 ⁽²⁾	9,6 ⁽²⁾	0,9
Thorax, abdomen et pelvis avec injection de produit de contraste (ZCQH001+ ZBQH001) (n _{moy} = 1,14 acquisition / acte)	1232	25	18,5 ⁽²⁾	18,3 ⁽²⁾	1

(1) Dans le cas du scanner du crâne, le cerveau est l'organe qui reçoit la dose la plus élevée. La dose efficace est calculée selon la CIPR 60 en lui appliquant un facteur de pondération égal à 0,025.

(2) Testicules considérés hors champ exploré.

On constate que, l'application des nouveaux facteurs recommandés dans la publication n°103 de la CIPR, conduit à :

- une augmentation d'environ 20 % des doses efficaces associées aux scanners thoraciques, due à l'augmentation du facteur de pondération tissulaire des seins,
- une diminution d'environ 10 % des doses efficaces relatives aux scanners abdomino-pelviens, due à la diminution des facteurs de pondération tissulaire des gonades,
- une diminution d'environ 20 % des doses efficaces relatives aux scanners crâniens, liée à la prise en compte du cerveau comme un organe individualisable des « organes restant ».
- une très faible variation de la dose efficace relative au scanner thoraco-abdomino-pelvien, la quasi-totalité des organes considérés comme les plus radiosensibles étant exposés.

C/ Influence du choix des paramètres scanographiques

En scanographie, technique numérisée, tous les éléments intervenant dans la qualité de l'image et la dosimétrie (nombre de passage, tension, charge, épaisseur de coupe, longueur irradiée) sont maîtrisés en permanence.

C1/ Influence du volume exploré

Selon les études, pour un même acte scanographique, le volume exploré peut être variable. Il en résulte que la dose efficace peut varier de façon significative selon le protocole de l'examen. Par exemple, dans le cas d'un scanner thoracique s'étendant plus ou moins vers la thyroïde ou vers l'abdomen, la dose efficace augmente de 20% si le volume exploré comprend la thyroïde (13).

C2/ Influence du nombre d'acquisition par acte

Le nombre d'acquisition par acte varie selon les études que nous avons sélectionnées. La plupart ont estimé les données dosimétriques par un acte complet, comprenant plusieurs acquisitions. Mais, nous avons aussi inclus dans notre revue de la bibliographie, les études pour l'adulte (31) et l'enfant (37) ayant permis la détermination des niveaux de référence diagnostique (NRD) en France. Ces NRD, tels qu'ils sont définis aujourd'hui dans la réglementation française (arrêté du 24/10/11), sont des niveaux de dose à ne pas dépasser pour respecter le principe d'optimisation en radioprotection. Mais, ils sont exprimés en PDL par acquisition et non par acte. Ainsi, ils ne reflètent pas la dose délivrée lors d'un acte complet. En effet, dans la pratique quotidienne, même si les paramètres d'acquisition sont correctement optimisés et conduisent à des PDL par acquisition inférieurs au NRD, la réalisation systématique, dans certains services, de plusieurs acquisitions peut conduire in fine à délivrer aux patients un PDL global très supérieur au NRD (23).

Le tableau ci-dessous permet une comparaison, pour les actes les plus fréquents, du PDL par acquisition et par acte (Figure 13).

**Figure 13 : Valeurs moyennes des PDL par acquisition et par acte complet.
Comparaison avec les NRD en vigueur (23)**

Acte scanographique	PDL par acquisition	NRD de référence	PDL par acte	Nb moyen d'acquisition / acte
Cérébral sans PDC	980	1050	1013	1,03
Cérébral avec PDC	967	1050	1408	1,5
Thoracique sans PDC	402	475	415	1,03
Thoracique avec PDC	450	475	475	1,06
Abdomen et pelvis sans PDC	626	800	711	1,14
Abdomen et pelvis avec PDC	643	800	1146	1,8
Segment de la CV sans PDC	907	700	907	1
Thoraco-abdo-pelvien avec PDC	925	1000	1232	1,3

PDC : injection ou non d'un produit de contraste iodé
 CV : colonne vertébrale

C3/ Influence de la morphologie du patient

Les paramètres d'acquisition d'un examen sont adaptés à la morphologie du patient. Pour l'adulte comme pour l'enfant, les études sélectionnées ont estimé les données dosimétriques sur des patients « standard ». Ces données ne reflètent donc pas les doses délivrées à un patient particulier. La figure présente, pour les actes de scanographie pour lesquels la morphologie influe de manière importante sur les paramètres d'acquisition, les valeurs moyennes des distributions des PDL par acquisition, pour tous les patients adultes d'une part, et pour les seuls patients de poids compris entre 60 et 80 kg d'autre part. Pour l'ensemble des types d'actes scanographiques étudiés, les écarts observés sont inférieurs à 5 %, sauf pour le scanner abdomino-pelvien sans injection où il est égal à 5 %.

Figure 14 : Comparaison des valeurs moyennes des distributions des PDL par acquisition, pour l'ensemble des adultes et pour les seuls patients de 60 et 80 kg. (23)

Acte scanographique	PDL moyen (mGy.cm)		Ecart (%)
	Adulte standard (60 à 80 kg)	tous patients adulte	
Thoracique sans PDC	402	421	< 5%
Thoracique avec PDC	450	454	< 1%
Abdomen et pelvis sans PDC	626	645	< 5%
Abdomen et pelvis avec PDC	643	652	< 5%
Segment de la CV sans PDC	907	954	5%
Thoraco-abdomino-pelvien avec PDC	925	935	1%

La morphologie du patient adulte influe donc faiblement sur les paramètres d'acquisition et donc sur la dose efficace calculée. Par contre, pour l'enfant, la morphologie influe de manière plus importante sur ce calcul. Les paramètres du scanner est, en particulier, de la tension du tube peuvent faire varier fortement la dose reçue par l'enfant. *Deak (27)* montre que le choix de ce paramètre, adapté à la taille de l'enfant, peut faire varier la dose efficace de 15%.

IV/ Imprécision de la conversion en durée d'exposition environnementale

La conversion de la dose efficace en durée d'exposition environnementale se base sur le calcul d'une dose d'irradiation annelle moyenne en France très approximatif.

Il existe deux biais principaux :

- Cette dose d'irradiation moyenne est estimée sur l'ensemble de la population Française et **ne prend pas en compte l'âge du patient**. En effet, nous pouvons nous interroger sur la validité de cette valeur de 2,43 mSv par an chez l'enfant et en

particulier le nourrisson. Nous n'avons pas trouvé, dans la littérature d'étude évaluant la dose moyenne d'irradiation environnementale en fonction de l'âge.

- Cette dose de référence **ne prend pas en compte le mode de vie d'un individu particulier**. La dose d'irradiation environnementale varie fortement selon notre lieu d'habitation (cas de radon et du rayonnement tellurique), nos activités, notre alimentation et notre travail.

Ainsi, cette valeur de dose moyennée pour la France n'est qu'un indicateur macroscopique, qui ne s'applique pas nécessairement bien à un individu particulier (42).

Toutefois, cette conversion en durée d'exposition environnementale est recommandée par l'AAPM : Elle permet aux patients et à leur famille de remettre les doses d'irradiation reçues dans leur contexte de vie et de mieux comprendre l'exposition aux rayonnements ionisants dans leur quotidien. Cette conversion est également utilisée par le logiciel de dosimétrie pédiatrique développé par l'Institut Robert Debré à Paris (9).

V/ Incertitude et polémique sur le risque cancérigène des faibles doses

Nous avons fait le choix, dans notre outil, de ne pas calculer un risque mais de donner une dose seuil d'irradiation à ne pas dépasser.

Pourtant, nous aurions pu calculer à partir de la dose efficace cumulée par chaque patient un risque supplémentaire d'apparition de cancer mortel attribuable à l'irradiation. La CIPR a publié, dans son rapport de 2007, une formule permettant le calcul de ce risque (CIPR 2007). On peut ainsi calculer qu'un adulte ayant reçu 25 mSv verra son risque d'apparition de cancer mortel augmenter de 0,1%.

Mais ce type de calcul comporte plusieurs biais et est aujourd'hui très controversé.

A /Controverse sur le calcul du risque stochastique

Deux positions contrastées s'affrontent :

- une première position est soutenue par la CIPR. Elle s'appuie sur les données de l'UNSCEAR (Comité Scientifique des Nations Unies pour l'étude des radiations atomiques) (4) et de l'étude épidémiologique « life span study » (65). Cette étude a recensé tous les cas de cancer sur la population des survivants d'Hiroshima et Nagasaki (effectif de 86500 personnes depuis 1950). Il a été mis en évidence une relation indiscutable entre l'exposition et la survenue de cancers avec une relation sensiblement linéaire entre la dose reçue et la probabilité d'apparition de ceux-ci, mais uniquement pour des doses élevées : il n'y a pas eu d'augmentation du taux de cancers chez des personnes ayant reçu des doses inférieures à 100 mSv. Pour avoir la certitude de ne pas sous-estimer le risque, cette relation linéaire a été extrapolée aux faibles doses.

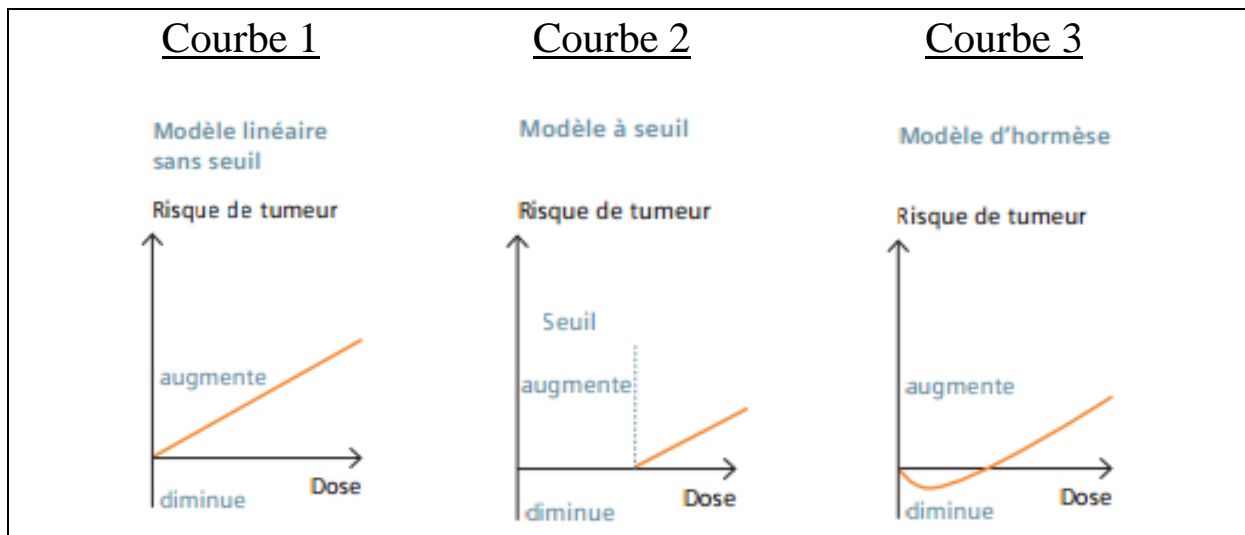
On obtient ainsi **un modèle de relation linéaire sans seuil : Le risque d'apparition de cancer radio-induit augmente proportionnellement à la dose reçue et ce quel que soit le niveau de la dose reçue (Courbe 1 figure 15).**

- une deuxième position, soutenue par la plupart des experts médicaux ainsi que par l'académie française de médecine conteste ce modèle. Ils estiment qu'il ne tient pas compte de la réalité biologique **des mécanismes de défense** cellulaires, tissulaires et de l'organisme entier, lesquels sont différents contre de faibles ou de fortes doses de RI. Contre de faibles doses, le mécanisme prépondérant est l'élimination des cellules altérées (le faible nombre n'induit pas de dysfonction d'organe) et potentiellement dangereuses ce qui laisse peu de place au phénomène d'initiation de la cancérogénèse. Contre de fortes doses, la réparation des cellules altérées est impérative pour préserver les fonctions tissulaires : elle peut conduire à des erreurs de réparation de l'ADN (mutations radio-induites) et à la cancérisation. Les tenants de cette hypothèse désapprouvent donc les estimations quantitatives des risques en-dessous de quelques dizaines de millisievert. Pour eux, ces chiffres n'ont pas de base scientifique et pourrait inquiéter inutilement les populations.

On obtient ainsi le modèle de la relation linéaire avec seuil : **Le risque d'apparition de cancer radio-induit augmente proportionnellement à la dose reçue au-dessus d'une certaine dose seuil** (Courbe 2 figure 15).

En outre, certains chercheurs, soutiennent une troisième position (66). Ils supposent un effet inverse des faibles doses : elles stimuleraient ou prépareraient l'organisme aux interventions de réparation cellulaire. Les faibles doses d'irradiation auraient alors un effet biologique bénéfique c'est **la réponse adaptative ou hormésis** (Courbe 3 figure 15).

Figure 15 : 3 modèles d'estimation des effets stochastiques : modèle de relation linéaire sans seuil, modèle de relation linéaire à seuil et modèle d'hormèse



B/ Evaluation du risque stochastique par la dose efficace

Selon l'Association Américaine des Physiiciens Médicaux (AAPM) (21), l'estimation des doses efficaces n'est valable qu'à des fins de protection radiologique et ne doit pas être utilisé pour « l'estimation détaillée du risque d'une personne en particulier ». La dose efficace est le reflet de la dose reçue par le patient de façon uniforme. Or, si l'on veut estimer précisément le risque encouru par un individu, la dose absorbée par les tissus irradiés est la grandeur la plus

appropriée. Elle permet d'avoir une estimation plus précise des risques en tenant compte des doses spécifiques reçues par chaque organe.

La dose efficace permet donc de n'avoir qu'une estimation du risque assez « grossière ».

VI / L'outil *ScanDose*

A / Les forces de l'outil

A1/ Un outil unique en consultation de médecine générale

Nous n'avons pas trouvé, dans la littérature, d'outil informatique comparable, utilisable par le médecin généraliste au cours d'une consultation au cabinet.

Les autres outils permettent de déterminer la dose efficace d'un acte scanographique à partir de paramètres d'acquisitions délivrés par la console du scanner. Les doses efficaces ainsi calculées sont très précises puisqu'elles prennent en compte les paramètres spécifiques de l'acquisition réalisée. Par contre, ces paramètres ne sont accessibles qu'au radiologue qui réalise l'acte. Ces outils s'utilisent donc uniquement en service de radiologie.

De plus, ils ne permettent donc pas un suivi dosimétrique longitudinal complet du patient puisqu'ils sont cantonnés à un lieu d'irradiation unique ; un même patient pouvant subir au cours de sa vie des examens scanographiques en de multiples lieux.

Nous avons retrouvé 3 logiciels développés récemment permettant une estimation de la dose efficace :

- en France, un logiciel développé par le service de radio pédiatrie de l'hôpital Robert Debré à Paris en 2009 (9), permettant de calculer une estimation de dose efficace pour chaque examen scanographique subi par l'enfant. Contrairement à notre outil, ce logiciel utilise les paramètres scanographiques spécifiques de l'acte lorsque le PDL n'est pas connu ce qui rend l'estimation de la dose efficace beaucoup moins approximative. Mais il ne permet pas un recueil dosimétrique dans le temps si l'enfant est irradié dans un autre lieu.
- Aux USA, un logiciel a été développé par l'université de Washington en 2010 (11). Il permet une estimation de la dose efficace et du risque représenté par cette irradiation en matière de cancérogénèse. Il a été conçu comme un outil éducatif pour les radiologues.
- En Angleterre, en 2009, le logiciel « *ImPACT* » a été développé (10). Il permet de calculer une dose efficace à partir de paramètres scanographiques spécifiques accessibles uniquement aux radiologues.

Malgré l'imprécision rencontrée dans l'estimation de la dose efficace, notre outil est unique car il est accessible au médecin généraliste. Il permet de disposer, au cabinet, du suivi dosimétrique de son patient tout au long de sa vie : recueil des doses efficaces pour chaque acte scanographique réalisé afin de disposer d'un historique des prescriptions scanographiques ; calcul d'une dose efficace cumulée permettant de sensibiliser médecins et patients aux risques de l'irradiation diagnostique par scanner.

A2/ Une facilité d'accès

Notre outil a été conçu pour le rendre accessible à la plupart des médecins informatisés. Nous avons développé l'outil sous 2 versions : une compatible avec Excel 2007 et une autre compatible avec Excel 97-2003 afin que son accès soit facilité.

Par ailleurs, des modifications mineures permettraient qu'il soit intégré au sein d'un logiciel professionnel de dossiers-patients. Nous aurions ainsi, à disposition, la dose efficace cumulée au sein du dossier informatisé patient, au même titre que ses antécédents ou ses allergies. Elle pourrait alors figurer sur les courriers, adressés aux confrères ou aux urgences, afin de responsabiliser chacun aux doses reçues par le patient. Cette donnée pourrait aussi être intégrée au dossier patient unique, qui sera prochainement disponible sur la carte vitale.

A3/ Une facilité d'utilisation

Notre outil « *ScanDose* » a été programmé par un médecin généraliste, pour les médecins généralistes. Il est ergonomique et intuitif.

- **Il est facilement utilisable en consultation.** Les données peuvent rapidement être saisies, en un minimum de clics, grâce à la présence de menus déroulants facilitant le choix. La dose efficace de chaque examen et la dose efficace cumulée s'affichent automatiquement au fur et à mesure de la saisie. La dose efficace cumulée avec son code couleur, objectif principal de l'étude, apparaissent clairement à l'écran et sont facilement lisibles. Un mode d'emploi bref et clair peut être visionné directement à partir de la fiche dosimétrique.
- **Il permet également une communication facile avec le patient.** Les données sont présentées sous deux formes dans la version Excel 2007 : une forme écrite et une forme graphique représentant la dose efficace cumulée par régions, pour être facilement compréhensible par le patient. Le code couleur a aussi un objectif pédagogique. Des informations préliminaires sur les principes de base de la radioprotection sont directement accessibles au médecin depuis la fiche dosimétrique permettant d'expliquer clairement au patient l'objectif de cet outil.
- **Les données sont facilement exploitables.** Chaque fiche dosimétrique, une fois remplie, est enregistrée directement, à sa fermeture, dans le dossier « Archive Fiches » sous l'identité du patient. On peut alors facilement retrouver les fiches précédemment saisies et les modifier. De plus, les données de chaque fiche sont automatiquement enregistrées à sa fermeture, au format xml, permettant l'exploitation de celles-ci dans d'autres logiciels.

B/ Limites de l'outil

B1/ Un prototype perfectible

La programmation de l'outil sous Excel n'a pas été réalisée par des professionnels de l'informatique. Il s'agit d'un prototype perfectible à plusieurs niveaux :

- L'outil a été développé sous Excel 2007. Une version de l'outil sous Excel 97-2003 existe, mais présente plusieurs défauts :
 - La mise en page de la fiche dosimétrique est moins élégante que sous Excel 2007.
 - Cette version ne permet pas d'avoir accès aux représentations graphiques de la dose efficace par régions.
 - Cette version ne permet pas non plus d'effectuer un filtrage pour chaque colonne.
 - La fiche dosimétrique personnelle ne s'affiche pas en plein écran. Il faut donc, dans son utilisation, ne pas tenir compte de la barre d'outils s'affichant en haut de l'écran. A chaque fois qu'une fiche dosimétrique est complétée, il faut donc simplement la fermer à l'aide de la croix (en haut à droite de l'écran) et elle s'enregistre automatiquement dans le dossier spécifié. Il ne faut pas utiliser la fonction « enregistrer » car sinon le fichier original peut être modifié.
- Des compétences professionnelles seraient nécessaires pour finaliser cette version.

- Le degré de protection Excel de l'ordinateur peut bloquer certaines fonctionnalités de l'outil. Il faut s'assurer que le degré de protection d'Excel soit moyenne et non haute afin d'ouvrir le fichier correctement. Il faut également autoriser l'exécution des « macros » lorsque cela est demandé.
- Une programmation différente, demandant peu de modifications, permettrait qu'il soit accessible depuis un site internet.

B2/ Mise à jour de la base de données

La base de données se base sur une revue de la bibliographie réalisée entre 1999 et 2012. L'évolution rapide de la technologie scanographique et des connaissances scientifiques en matière d'irradiation doit nous obliger à la remettre régulièrement à jour. En particulier, une nouvelle réévaluation des facteurs tissulaires par la Commission Internationale de Protection Radiologique nous obligera à reprendre nos données.

B3/ Nécessité d'une évaluation pratique

Notre travail devrait être complété par une évaluation de l'outil auprès des médecins généraliste en cabinet libéral. Nous pourrions ainsi améliorer son utilisation en l'ajustant à la pratique quotidienne en consultation.

B4/ Freins à l'utilisation

Nous pouvons déjà déceler deux grands freins à l'utilisation de notre outil en cabinet : le manque de temps au cours de la consultation et le peu de formation des médecins généralistes en radioprotection.

- *Nécessité d'une formation initiale à la radioprotection*

L'outil informatique « *ScanDose* » proposé ici est destiné aux médecins généralistes. Dans le système de soins français, le médecin généraliste se trouve très peu impliqué dans la radioprotection de ses patients, notamment par une formation initiale inexistante dans ce domaine.

Afin d'inciter le médecin à l'utilisation de notre logiciel, il conviendrait de mettre en place, en amont, des formations initiales.

- **Populations cibles**

Le but de notre outil informatique est d'être utilisable pour tous les patients.

Or, le manque de temps en consultation peut amener le médecin à restreindre son utilisation.

Nous conseillons alors, pour se familiariser avec l'outil, de l'utiliser d'abord pour des populations-cibles.

En effet, il peut être particulièrement intéressant, dans un premier temps, de s'intéresser aux **doses cumulées dans l'enfance**. Cette période se caractérise par une grande radiosensibilité avec une espérance de vie importante et donc un risque accru : un suivi dosimétrique dès la naissance pourrait être particulièrement utile.

Parallèlement, il peut aussi servir à établir un suivi dosimétrique accru pour certains patients :

- patients souffrant de maladies chroniques, se révélant à un âge jeune et nécessitant des scanners à répétition : **mucoviscidose, maladies inflammatoires chroniques du tube digestif.**
- **Enfants prématurés**

B5/ Nécessité d'une large diffusion

Notre outil à vocation à être diffusé le plus largement possible gratuitement. Une mise à disposition sur un site internet médical ou universitaire pourrait permettre un téléchargement au plus grand nombre.

B6/ Nécessité d'une collaboration hôpital / médecin traitant

Afin que notre outil soit le plus performant possible, le compte rendu d'hospitalisation adressé au médecin traitant devrait comporter, pour chaque examen scanographique réalisé en cours de cette hospitalisation, le PDL correspondant. On limiterait ainsi les biais d'estimation pour ces actes. Notre estimation de la dose efficace cumulée serait plus précise. Par ailleurs, cette démarche sensibiliserait médecins et patients aux doses cumulées par scanner.

B7/ Nécessité d'une ouverture aux autres explorations diagnostiques

Notre outil permet de calculer uniquement les doses reçues par scanner. Bien que l'impact dosimétrique des autres examens diagnostiques soit moindre, il serait intéressant de pouvoir inclure sur le même mode, les doses efficaces reçues par la radiographie conventionnelle, la scintigraphie et la radiographie interventionnelle diagnostique. Nous pourrions alors disposer pour chaque patient d'une dose efficace cumulée par l'irradiation médicale diagnostique.

Titre : Calcul de la dose efficace cumulée reçue par nos patients en tomodynamométrie diagnostique : création d'un outil informatique pour le médecin généraliste

CONCLUSION

La prescription du scanner en médecine générale s'est aujourd'hui démocratisée voire banalisée. Son apport diagnostique, sa disponibilité et sa rapidité de réalisation en font un acte d'imagerie indispensable dans notre pratique.

Mais quelles sont les doses d'irradiation délivrées par cet examen et leurs conséquences sur l'organisme ?

Nous avons étudié les doses d'irradiation reçues par nos patients lors d'un acte scanographique. Notre revue systématique de la littérature nous a permis de constituer une base de données dosimétriques, la plus précise possible, en fonction de la région anatomique irradiée et de l'âge du patient. Pour l'adulte, les 18 études sélectionnées nous ont permis de déterminer une dose efficace pour soixante actes scanographiques. Chez l'enfant, 13 études ont été sélectionnées et ont permis d'inclure 45 actes pédiatriques.

La disparité des données recueillies, principalement chez l'enfant, est le reflet d'une grande variabilité des pratiques d'irradiation en France et en Europe.

Par ailleurs, l'évolution rapide des techniques scanographiques et des connaissances scientifiques en matière de risque stochastique obligent à remettre à jour très régulièrement ces données.

Pour autant, le médecin généraliste doit pouvoir établir un suivi d'irradiation pour chacun de ses patients. Cette démarche s'inscrit dans son rôle, en soins primaires, d'éducation du patient et de prévention des risques sanitaires.

Nous avons créé, à partir de notre base de données, un outil informatique permettant le calcul personnalisé de la dose efficace cumulée reçue par scanner. Notre recherche bibliographique n'a pas retrouvé d'outil semblable, permettant un suivi dosimétrique longitudinal, en médecine générale.

L'outil informatique proposé ici est original, ergonomique et facilement intégrable à un logiciel professionnel. Son but est de sensibiliser médecins et patients aux doses délivrées par le scanner. Il permet une première approche en matière de radioprotection des patients et non un calcul précis des risques encourus qui restent encore à évaluer. L'état actuel des connaissances ne permet pas d'individualiser un risque statistique réel en-deçà de 100 mSv.

Cet outil est perfectible et doit être évalué auprès d'un panel de médecins généralistes. Encore faut-il que ces derniers soient formés aux principes de radioprotection afin de les inciter à l'utiliser.

Deux questions sont également à envisager: celle de la diffusion large de l'outil aux professionnels et la problématique de sa pérennité par une mise à jour logistique régulière. Ces missions pourraient être assurées par un département de recherche universitaire ou mieux encore, par un institut de santé publique.

VU ET PERMIS D'IMPRIMER

Grenoble, le 1/10/2012

LE DOYEN



Professeur J.P. Romanet



LE PRESIDENT DE THESE



Professeur J.P. Vuillez

Annexe 1 : Matériels et Méthodes

Tableau 1 : Classement des 50 actes scanographiques retenus pour l'exploitation des PDL en fonction de la région anatomique explorée

Région explorée	Acte scanographique
Tête	Cérébral sans injection PDC
	Cérébral avec injection PDC
	Scanographie du massif facial
	Scanographie des sinus
	Scanographie unilatérale ou bilatérale du rocher et de l'oreille moyenne
	Angioscanner cérébral
	Cysternoscaner
	Scanographie unilatérale ou bilatérale de l'angle pontocérébelleux et/ou du méat acoustique interne [conduit auditif interne]
	Arthroscanographie unilatérale ou bilatérale de l'articulation temporo-mandibulaire
Cou	Scanographie des tissus mous du cou, sans injection PDC
	Scanographie des tissus mous du cou, avec injection PDC
	Angioscanner cervical
	Rachis cervical sans injection PDC
	Rachis cervical avec injection PDC
	Discoscanner cervical*
Tête + Cou	Myéloscanner cervical
	Angioscanner cervicocérébral
Thorax	Scanographie des tissus mous du cou + de la face
	Thorax sans injection PDC
	Thorax avec injection PDC
	Angioscanner thoracique
	Coroscanner
	Rachis dorsal sans injection PDC
	Rachis dorsal avec injection PDC
	Discoscanner dorsal*
	Myéloscanner dorsal
	Abdomen +/- pelvis
Abdomen avec injection PDC	
Pelvis sans injection PDC	
Pelvis avec injection PDC	
Uroscanner	
Abdo + pelvis sans injection PDC	
Abdo + pelvis avec injection PDC	
Angioscanner abdo-pelvien	
Scanographie des vaisseaux du foie pour étude de la vascularisation à au moins 3 temps différents	
Pelvimétrie par scanographie*	
Rachis lombaire sans injection PDC	
Rachis lombaire avec injection PDC	
Sacrum sans injection de PDC	
Sacrum avec injection de PDC	
Rachis lombo-sacré sans PDC	
Rachis lombo-sacré avec PDC	
Discoscanner lombaire*	
Myéloscanner lombaire	
Saccoradiculographie avec scanographie lombosacrée*	
Thoraco-abdomino-pelvien	Thoraco-abdomino-pelvien sans PDC
	Thoraco-abdomino-pelvien avec PDC
	Angioscanner thoraco-abdomino-pelvien
	Rachis dorso-lombaire sans PDC
	Rachis dorso-lombaire avec PDC

PDC : avec ou sans injection intraveineuse de produit de contraste iodé

*5 actes pratiqués chez l'adulte et non chez l'enfant n'ont pas été inclus dans notre logiciel pour les classes d'âge pédiatriques.

Tableau 2 : Classement des 10 actes scanographiques supplémentaires, sélectionnés pour l'exploitation des dose efficaces chez l'adulte, en fonction de la région explorée

Région explorée	Acte scanographique
Membre supérieur	Arthroscanner du membre supérieur
	Scanographie unilatérale ou bilatérale de segment du membre supérieur, sans injection PDC
	Scanographie unilatérale ou bilatérale de segment du membre supérieur, avec injection PDC
	Angioscanner des membres supérieurs
Membre inférieur	Angioscanner des membres inférieurs
	Arthroscanner du membre inférieur
	Scanographie de la hanche et du membre inférieur pour conception intégrée par ordinateur d'une prothèse ostéoarticulaire sur mesure
	Scanographie unilatérale ou bilatérale de segment du membre inférieur, sans injection PDC
	Télémetrie des membres inférieurs par scanographie
	Scanographie unilatérale ou bilatérale de segment du membre inférieur avec PDC

PDC : avec ou sans injection intraveineuse de produit de contraste iodé

Tableau 3 : Actes de références choisis pour le calcul des doses efficaces des actes sans donnée dosimétrique de référence chez l'enfant

Région explorée	Actes de référence = calcul ratio enfant/ adulte de référence	Actes sans données de référence= détermination des doses efficaces par calcul à partir du ratio de référence
Tête	Cérébral sans injection	- conduit auditif interne - articulation temporo-mandibulaire
	Cérébral avec injection	- angioscanner cérébral - cysternoscanner
Cou	Tissus mous du cou sans injection	- tissus mous avec injection - angioscanner cervical
	Rachis cervical sans injection	- rachis cervical avec injection - discoscanner cervical - myéloscanner cervical
Tête + Cou	Cérébral + tissus mous du cou sans injection	- tissus mous du cou et de la face
	Cérébral avec injection + tissus mous	- angioscanner cervico-cérébral

Thorax	Thoracique sans injection	<ul style="list-style-type: none"> - thorax avec injection - angioscanner thoracique - coroscanner - rachis dorsal sans et avec injection - discoscanner dorsal - myéloscanner dorsal
Abdomen +/- pelvis	Abdomen sans injection	<ul style="list-style-type: none"> - abdomen avec injection - pelvis sans et avec injection - uroscanner - scanner des vaisseaux du foie - pelvimétrie - rachis lombaire sans et avec injection - sacrum sans et avec injection - rachis lombo-sacré sans et avec injection - discoscanner lombaire - myéloscanner lombaire
	Abdomino-pelvien sans injection	<ul style="list-style-type: none"> - abdomino-pelvien avec injection - angioscanner abdomino-pelvien - rachis lombo-sacré sans et avec injection - sacroradiculographie avec scanographie lombosacrée
Thoraco-abdomino-pelvien	Thoraco-abdomino-pelvien sans injection	<ul style="list-style-type: none"> - thoraco-abdo-pelvien avec injection - angioscanner thoraco-abdomino-pelvien - rachis dorso-lombaire sans et avec injection

Annexe 2 : Les Epdl de référence

Tableau 1 : Caractéristiques des études permettant la détermination des facteurs de conversion (Epdl) de référence

Année de recueil des données	Année de publication	Auteurs / sociétés savantes	Type d'étude	Provenance des données	Méthode de calcul dosimétrique
2008/2009	2010	IRSN/ INVS (23)	Enquête multicentrique prospective en France métropolitaine	50 services de radiologie du secteur public inclus / 4 types de scanners / recueil chez l'adulte sur 1 semaine d'activité	Calcul à partir du logiciel CT expo sur fantômes anthropomorphes / méthode MC/ Wt CIPR 103 / prise en compte de l'acte entier
NC	2007	CIPR (6)	Revue de la littérature internationale	consensus d'expert avec 2 phases de consultation publique internationale	Détermination des facteurs de pondération tissulaire
2004	2008	B.Wall, D.Hart / Commission européenne (30)	Etude DOSE DATAMED multinationale européenne rétrospective	Etude incluant les enquêtes nationales dosimétriques de 10 pays européens pour l'adulte	Calcul sur fantômes anthropomorphes à partir du logiciel ImpACT (logiciel de référence) / méthode MC / Wt de la CIPR 103
NC	2000	Shrimpton PC, Wall BF. (24)	Etude multicentrique britannique	NC	NC
NC	1999	Jessen KA, Shrimpton PC (26)	Etude multicentrique danoise	Dosimétrie adulte pour 4 régions anatomiques	Calcul à partir de fantômes anthropomorphes adulte de 16 cm de diamètre pour la tête et de 32 cm pour le corps / méthode MC / pour l'acte entier
NC	1999	Bongartz G, Golding SJ / Commission européenne (18)	Guide européen définissant les critères de qualité pour la scanographie	Dosimétrie adulte pour 4 régions anatomiques / 5 types de scanners : Siemens, GE, Philips, picker, CGR	Calcul à partir de fantômes anthropomorphes adulte de 16 cm pour la tête et 32 cm pour le corps
NC	2004	Bongartz G, Golding SJ /	Revue de la littérature	Dosimétrie pour l'adulte // 6	Mesure de la dose absorbée sur fantômes

		Commission Européenne (19)	internationale sur les méthodes d'estimation de la dose efficace	régions explorées/ 4 modèles de scanners : GE, Philips, Siemens, Toshiba	standardisés de 16 cm pour la tête et 32 cm pour le corps / Méthode MC/ logiciel ImPACT/pour 1 acquisition
2000	2004	Bongartz G, Golding SJ/ Commission européenne (29)	Etude européenne multicentrique	53 services de radiologie dans 8 pays / 11 protocoles adulte étudiés et 4 protocoles enfants	Mesure de la dose efficace à partir de fantômes anthropomorphes/ méthode MC / logiciel ImPACT
NC	2004	Shrimpton PC / Commission européenne (20)	Revue de la littérature internationale	Dosimétrie enfant de 4 classes d'âge + adulte / 5 régions anatomiques explorées/ 3 modèles de scanners : Siemens, Philips, GE	6 fantômes mathématiques anthropomorphes représentant enfant et adulte standard / méthode MC
NC	2008	AAPM (21)	Revue de la littérature internationale	Dosimétrie enfant de 4 classes d'âge + adulte / 6 régions anatomiques	fantômes anthropomorphes de 16 cm et 32 cm de diamètre / méthode MC / logiciel ImPACT / Wt CIPR 103
2002-2003	2006	Shrimpton PC, Hillier MC / NRPB (25)	Etude nationale britannique multicentrique	118 hôpitaux secteur public et privé incluant 126 scanners / 1964 patients / 6 protocoles adultes et 2 protocoles enfant / 5 classes d'âge / 4 modèles de scanners	Fantômes de 16 cm et 32 cm de diamètre / méthode MC / Logiciel ImPACT / doses calculées pour un acte entier
NC	2004	Lisbona A. / SFPM (22)	Revue de la littérature internationale	Dosimétrie Adulte / 5 régions anatomiques	Fantômes anthropomorphes / Méthode MC
2010	2010	Deak (27)	Etude allemande monocentrique prospective	Enfants de 4 classes d'âge + adulte sur 5 régions anatomiques / 1 modèle de scanner siemens / 4 protocoles testés pour chaque région	5 fantômes anthropomorphes / méthode MC / Logiciel ImPACT/ Wt CIPR 103 utilisés

NC	2008	Thomas KE, Wang B (28)	Etude canadienne rétrospective monocentrique pédiatrique	1431 actes inclus sur 12 semaines / 5 classes d'âge / 5 régions anatomiques / 10 protocoles/ 1 modèle de scanner GE	5 fantômes anthropomorphes enfant de 16 et 32 cm de diamètre / méthode MC / Wt CIPR 103 utilisés
----	------	------------------------------	--	---	--

NC : données non connues

IRSN : Institut de Radioprotection et de Sureté Nucléaire

INVS : Institut National de Veille Sanitaire

CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique

NRPB : National Radiological Protection Board

Méthode MC : Calculs selon la méthode de Monte Carlo

Wt CIPR 103 : Calculs se basant sur les facteurs de pondération tissulaire établis par le dernier rapport de la Commission Internationale de Protection Radiologique publié en 2007 (Rapport n°103)

GE : General Electric

CGR : Compagnie Générale de Radiologie

Tableau 2 : Détermination des facteurs de conversion de référence pour l'adulte en fonction de la région anatomique explorée

Etudes	Année	Epdl (mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹) selon régions anatomiques					
		Tête	Cou	Tête + Cou	Thorax	Abdomen-pelvis	Thoraco-abdomino-pelvien
Rapport DRPH/SER n°2010-12 Selon facteurs tissulaires CIPR 103 (23)(6)	2008/2009	1,7.10 ⁻³			16,8.10 ⁻³	13,5. 10 ⁻³	15.10 ⁻³
Shrimpton PC, Wall BF (24)	2000	2,1.10 ⁻³	5,9.10 ⁻³	3,1.10 ⁻³	14.10 ⁻³	15.10 ⁻³	15.10 ⁻³
Jessen et al (26)	1999	2,1.10 ⁻³	4,8.10 ⁻³		14.10 ⁻³	12.10 ⁻³ abdomen 19.10 ⁻³ pelvis	
European guidelines on quality criteria for CT (18)	1999	2,3.10 ⁻³	5,4.10 ⁻³		17.10 ⁻³	15.10 ⁻³ abdomen 19.10 ⁻³ pelvis	
Bongartz G, Golding SJ : MSCT dosimetry (19)	2004	2,3.10 ⁻³	5,4.10 ⁻³		19.10 ⁻³	17.10 ⁻³	
Bongartz G, Golding SJ : European field survey (29)	2004	2,3.10 ⁻³			19.10 ⁻³		
Shrimpton PC, Assessment of patient dose in CT (20)	2004	2,1.10 ⁻³	5,9.10 ⁻³	3,1.10 ⁻³	14.10 ⁻³	15.10 ⁻³	
Rapport N°96 AAPM (21)	2008	2,1.10 ⁻³	5,9.10 ⁻³	3,1.10 ⁻³	14.10 ⁻³	15.10 ⁻³	15.10 ⁻³
Shrimpton PC, Hillier MC (25)	2003	2,1.10 ⁻³	5,9.10 ⁻³	3,1.10 ⁻³	14.10 ⁻³	15.10 ⁻³	
Lisbona Albert. SFPM(22)	2004	2,3.10 ⁻³	5,4.10 ⁻³		17.10 ⁻³	15.10 ⁻³ abdomen 19.10 ⁻³ pelvis	
Deak (27)	2010	1,9.10 ⁻³	5,2.10 ⁻³		14,6.10 ⁻³	15,3.10 ⁻³	
Thomas (28)	2008	2,1.10 ⁻³	5,9.10 ⁻³		14.10 ⁻³	15.10 ⁻³	
Moyennes des études		2,1.10⁻³	5,6.10⁻³	3,1.10⁻³	15,6.10⁻³	15,5.10⁻³	15.10⁻³
Ecart type		[0,0019 ; 0,0023]	[0,0052 ; 0,0059]	0	[0,0136 ; 0,0176]	[0,0144 ; 0,0166]	0
Référence= Etude Dose Datamed (30)	2008	2,1. 10 ⁻³	5,9.10 ⁻³		14.10 ⁻³	15.10 ⁻³ abdomen 15.10 ⁻³ pelvis	15.10 ⁻³
Valeur Epdl retenue		2,1.10⁻³	5,8.10⁻³	3,1.10⁻³	14,8.10⁻³	15,2.10⁻³	15.10⁻³

Tableau 3 : Détermination des facteurs de conversion de référence pour l'enfant en fonction de région anatomique explorée et de l'âge du patient

Etudes	EpdI (mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹)					
	Selon la région anatomique explorée	Selon l'âge du patient (âge de référence)				
		0-6 mois (nouveau-né)	7- 30 mois (1an)	31 mois- 7ans et 6 mois (5ans)	7 ans et 7 mois- 12 ans et 6 mois (10 ans)	12 ans et 7 mois- 17ans et 6 mois (15 ans)
Rapport N°96 AAPM (21) / Shrimpton PC, Wall BF(24)/ Schrimpton PC, Assessment of patient dose in CT (20) / Thomas (28)	Tête	11.10 ⁻³	6,7.10 ⁻³	4.10 ⁻³	3,2.10 ⁻³	NC
	Cou	17.10 ⁻³	12.10 ⁻³	11.10 ⁻³	7,9.10 ⁻³	NC
	Tête+ Cou	13.10 ⁻³	8,5.10 ⁻³	5,7.10 ⁻³	4,2.10 ⁻³	NC
	Thorax	39.10 ⁻³	26.10 ⁻³	18.10 ⁻³	13.10 ⁻³	NC
	Abdomen-pelvis	49.10 ⁻³	30.10 ⁻³	20.10 ⁻³	15.10 ⁻³	NC
	Thoraco-abdomino-pelvien	44.10 ⁻³	28.10 ⁻³	19.10 ⁻³	14.10 ⁻³	NC

NC : données non retrouvées dans la littérature

Tableau 4 : Facteurs de conversion de référence selon l'âge du patient et la région anatomique explorée

Selon la région anatomique explorée	EpdI (mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹)					
	Selon l'âge du patient (âge de référence)					
	0-6 mois (nouveau-né) (a)	7-30 mois (1an) (a)	31 mois- 7 ans et 6 mois (5ans) (a)	7 ans et 7 mois-12 ans et 6 mois (10 ans) (a)	12 ans et 7 mois- 17 ans et 6 mois (15 ans)	à partir de 17 ans et 6 mois (adulte) (b)
Tête	0,011	0,0067	0,004	0,0032	0,00265	0,0021
Cou	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0068	0,0058
Tête + Cou	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,00365	0,0031
thorax	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014	0,0148
abdomen- pelvis	0,049	0,03	0,02	0,015	0,0151	0,0152
Thoraco-abdomino-pelvien	0,044	0,028	0,019	0,014	0,0145	0,015

(a) Les données ont été mesurées sur un fantôme anthropomorphe de 16 cm de diamètre

(b) Les données ont été mesurées sur un fantôme anthropomorphe de 32 cm de diamètre

Annexe 3 : Les PDL de référence

Tableau 1 : Caractéristiques des études sélectionnées pour la détermination des produit-dose- longueur (PDL) de référence

Année de recueil des données	Année de publication	Auteurs / sociétés savantes	Type d'étude	Provenance des données	Méthode de calcul dosimétrique
2008/2009	2010	IRSN/ INVS (23)	Etude multicentrique prospective en France métropolitaine	50 services de radiologie du secteur public inclus / 4 types de scanners / recueil chez l'adulte sur 1 semaine d'activité	Calcul à partir du logiciel CT expo sur fantômes anthropomorphes / méthode MC/ Wt CIPR 103 / prise en compte de l'acte entier
NC	1999	Bongartz G, Golding SJ / Commission Européenne (18)	Guide européen définissant les critères de qualité pour la scanographie	Dosimétrie adulte pour 4 régions anatomiques / 5 types de scanners : Siemens, GE, Philips, Picker, CGR	Calcul à partir de fantômes anthropomorphes adulte de 16 cm pour la tête et 32 cm pour le corps
2007-2008	2009	Brisse HJ, Aubert B / SFIPP+ IRSN (37)	Etude multicentrique prospective européenne pédiatrique	20 sites hospitaliers correspondants SFIPP inclus / 3 classes d'âge 3 régions anatomiques / 8 protocoles pédiatriques / 4 modèles de scanners multicoupes	Référence pour la détermination des NRD pédiatrique français / Calcul à partir de fantômes anthropomorphes de 16 cm et 32 cm de diamètre
2007	2009	Hausleiter J, Meyer T (33)	Étude internationale multicentrique prospective	50 hôpitaux inclus dont 21 hôpitaux universitaires / 1965 examens de coroscanners	NC
2002	2003	Pages J, Buls N (35)	Etude multicentrique belge prospective pédiatrique	4 hôpitaux inclus dont 3 unités de radio pédiatrie/ 3 modèles de scanners : Toshiba, Siemens ou GE / 3 classes d'âges / 3 régions anatomiques / protocoles pédiatriques adaptés	Calcul à partir de 3 fantômes anthropomorphes standard de 16 cm de diamètre / méthode MC / pour un acte entier
NC	2008	Verdun FR, Gutierrez D (36)	Etude multicentrique suisse prospective pédiatrique	10 centres de radiologie inclus/4 classes âge explorées/ 3 régions anatomiques	NC
2000-2006	2012	Bernier M-O, Rehel J-L /	Étude multicentrique	Cohorte de 27362 enfants de 21 mois	Calcul de la dose absorbée par organe

		IRSN (34)	française rétrospective pédiatrique	en moyenne / 14 services de radiologie inclus dont 11 services de radio pédiatrie/ 22 scanners différents	à partir de fantômes anthropomorphes standards/ méthode MC / logiciel CT- Expo
2000	2004	Bongartz G, Golding SJ/ Commission Européenne (29)	Etude européenne multicentrique	53 services de radiologie dans 8 pays / 11 protocoles adulte étudiés et 4 protocoles enfants	Mesure de la dose efficace à partir de fantômes anthropomorphes/ méthode MC / logiciel ImPACT
2002-2003	2006	Shrimpton PC, Hillier MC / NRPB (25)	Etude nationale britannique multicentrique	118 hôpitaux secteur public et privé incluant 126 scanners / 1964 patients / 6 protocoles adultes et 2 protocoles enfant / 5 classes d'âge / 4 modèles de scanners	Fantômes de 16 cm et 32 cm de diamètre / méthode MC / Logiciel ImPACT / doses calculées pour un acte entier
2007 - 2008	2010	IRSN/DRPH (31)	Etude française multicentrique rétrospective	395 services de radiologie inclus / 6 régions anatomiques explorées / Données recueillies pour patient adulte type (60 à 80 kg)	Référence pour la détermination des NRD adulte français / fantômes anthropomorphes adulte types
	2008	Thomas KE, Wang B (28)	Etude canadienne rétrospective monocentrique	1431 actes inclus sur 12 semaines / 5 classes d'âge / 5 régions anatomiques / 10 protocoles/ 1 modèle de scanner GE	5 fantômes anthropomorphes enfant de 16 et 32 cm de diamètre / méthode MC / Wt CIPR 103 utilisés
2005	2005	Mozziconacci JG (32)	Etude française rétrospective	1 service de radiologie et 1 service de rhumatologie / 235 examens inclus sur 6 mois / 3 régions explorées	NC

NC : données non connues

IRSN : Institut de Radioprotection et de Sureté Nucléaire

INVS : Institut National de Veille Sanitaire

CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique

NRPB : National Radiological Protection Board

SFIPP : Société Francophone d'Imagerie Pédiatrique et Périnatale

DRPH : Direction de la Radioprotection de l'Homme

Méthode MC : Calculs selon la méthode de Monte Carlo

Wt CIPR 103 : Calculs se basant sur les facteurs de pondération tissulaire établis par le dernier rapport de la Commission Internationale de Protection Radiologique publié en 2007 (Rapport n°103)

GE : General Electric

CGR : Compagnie Générale de Radiologie

NRD : Niveau de Référence Diagnostique

Tableau 2 : Classement des études sélectionnées en fonction du mode de pondération choisi et de la classe d'âge étudiée

Age de population étudiée		Mode de pondération	
		Pondération en nombre d'examens inclus	Pondération en nombre de services de radiologie inclus
Enfant	0-6 mois	(25)(28) (34)	(29) (36)
	7-30 mois	(25)(28) (34)	(35) (36) (37)
	31-7 ans et 6 mois	(25) (28) (34)	(29) (35) (36) (37)
	7 ans et 7 mois- 12 ans et 6 mois	(25) (28)	(35) (36) (37)
	12 ans et 7 mois- 17ans et 6 mois	(28)	(36)
Adulte	A partir de 17 ans et 7 mois	(23) (25) (31) (32) (33)	(18) (29)

Tableau 3 : Les PDL de référence pour le nourrisson de 0 à 6 mois

Région anatomique	Type d'examen	Moyennes pondérées		PDLref (c)
		en nb d'examens (a)	en nb de services (b)	
Tête	Cérébral sans PDC	105	314	188
	Cérébral avec PDC	823		823
	Angioscanner			
	Sinus			
	Rocher	151		151
	Massif facial			
Thorax	Sans PDC	82	88	85
	Avec PDC			
	Angioscanner			
	Coroscanner	64		64
Abdomen-pelvis	Abdominal sans PDC		130	130
	Abdominal avec PDC			
	Pelvis sans PDC			
	Uroscanner			
	Abdomino-pelvien sans PDC	160		160
	Abdomino-pelvien avec PDC			
Thoraco-abdomino-pelvien	Sans PDC	182		182
	Avec PDC			

Tableau 4 : Les PDL de référence pour le nourrisson de 7 mois à 30 mois

Région anatomique	Type d'examen	Moyennes pondérées		PDLref (c)
		en nb d'examens (a)	en nb de services (b)	
Tête	Cérébral sans PDC	170	366	268
	Cérébral avec PDC	1056		1056
	Angioscanner			
	Sinus	134	50	92
	Rocher	117	157	130
	Massif facial		200	200
Cou	Tissus mous sans PDC	825		825
	Rachis cervical sans PDC	206		206
Thorax	Sans PDC	92	87	90
	Avec PDC			
	Angioscanner			
	Coroscanner	115		115
Abdomen-pelvis	Abdominal sans PDC		285	285
	Abdominal avec PDC			
	Pelvis sans PDC			
	Uroscanner			
	Abdomino-pelvien sans PDC	263	80	202
	Abdomino-pelvien avec PDC			
Thoraco-abdomino-pelvien	Sans PDC	375		375
	Avec PDC			

Tableau 5 : Les PDL de référence pour l'enfant de 31 mois à 7 ans et 6 mois

Région anatomique	Type d'examen	Moyennes pondérées		PDLref (c)
		en nb d'examens (a)	en nb de services (b)	
Tête	Cérébral sans PDC	277	434	356
	Cérébral avec PDC	1195		1195
	Angioscanner			
	Sinus	75	60	68
	Rocher	122	280	174
	Massif facial		275	275
Cou	Tissus mous sans PDC	781		781
	Rachis cervical sans PDC	473		473
Thorax	Sans PDC	118	104	111
	Avec PDC			
	Angioscanner			
	Coroscanner			
Abdomen-pelvis	Abdominal sans PDC		365	365
	Abdominal avec PDC			
	Pelvis sans PDC			
	Uroscanner			
	Abdomino-pelvien sans PDC	392	121	302
	Abdomino-pelvien avec PDC			
Thoraco-abdomino-pelvien	Sans PDC	495		495
	Avec PDC			

Tableau 6 : Les PDL de référence pour l'enfant de 7 ans et 7 mois à 12 ans et 6 mois

Région anatomique	Type d'examen	Moyennes pondérées		PDLref (c)
		En nb d'examens (a)	En nb de services (b)	
Tête	Cérébral sans PDC	635	755	707
	Cérébral avec PDC	1256		1256
	Sinus	63	100	82
	Rocher	437	340	388
	Massif facial		300	300
Cou	Tissus mous sans PDC	1152		1152
	Rachis cervical sans PDC	696		696
Thorax	Sans PDC	337	177	241
	Avec PDC			
	Angioscanner			
	Coroscanner			
Abdomen-pelvis	Abdominal sans PDC		491	491
	Abdominal avec PDC			
	Pelvis sans PDC			
	Uroscanner			
	Abdomino-pelvien sans PDC	595	245	420
	Abdomino-pelvien avec PDC			
Thoraco-abdomino-pelvien	Sans PDC	800		800
	Avec PDC			

Tableau 7 : Les PDL de référence pour l'enfant de 12 ans et 7 mois à 17 ans et 6 mois

Région anatomique	Type d'examen	Moyennes pondérées		PDLref (c)
		en nb d'examens (a)	en nb de services (b)	
Tête	Cérébral sans PDC	680	1000	840
	Cérébral avec PDC	1384		1384
	Sinus	75		75
	Rocher			
	Massif facial			
Cou	Tissus mous sans PDC	471		471
	Rachis cervical sans PDC	603		603
Thorax	Sans PDC	201	460	331
	Avec PDC			
	Angioscanner			
	Coroscanner			
Abdomen-pelvis	Abdominal sans PDC		500	500
	Abdominal avec PDC			
	Pelvis sans PDC			
	Uroscanner			
	Abdomino-pelvien sans PDC	395		395
Abdomino-pelvien avec PDC				
Thoraco-abdomino-pelvien	Sans PDC	462		462
	Avec PDC			

Tableau 8 : Les PDL de référence pour l'adulte

Région anatomique	Type d'examen	Moyennes pondérées		PDLref ^(c)
		en nb d'examens ^(a)	en nb de services ^(b)	
Tête	Cérébral sans PDC	1032	1018	1026
	Cérébral avec PDC	1816		1816
	Angioscanner			
	Sinus		310	310
	Rocher		337	337
	Massif facial		360	360
Cou	Rachis cervical sans PDC	1143	460	801
Thorax	Sans PDC	340	522	413
	Avec PDC	550	421	507
	Angioscanner	866	549	760
	Coroscanner	885		885
	Rachis thoracique sans PDC	1143	460	801
Abdomen-pelvis	Abdominal sans PDC	459	847	653
	Abdominal avec PDC	627		627
	Pelvis sans PDC	485	570	527
	Uroscanner	389	639	514
	Abdomino-pelvien sans PDC	772		772
	Abdomino-pelvien avec PDC	1208	706	1041
	Rachis lombaire sans PDC	1143	460	801
	Sacrum sans PDC	1143	460	801
Thoraco-abdomino-pelvien	Sans PDC	955		955
	Avec PDC	1217		1217

PDC : avec ou sans injection intraveineuse de produit de contraste iodé

Nb : nombre

- (a) Moyennes obtenues en pondérant le PDL de chaque étude concernée, par le nombre d'actes scanographiques inclus dans l'étude.
- (b) Moyenne obtenue en pondérant le PDL de chaque étude concernée, par le nombre de services de radiologie inclus dans l'étude
- (c) Moyenne totale obtenue en pondérant chaque moyenne sus-citée par le nombre d'études dont elle est issue

Tableau 9 : PDL de référence (PDLref) par type d'acte scanographique selon l'âge du patient

Région explorée	Type d'examen	PDLref ADULTE	PDLref ENFANT				
			0-6 mois	7-30 mois	31 mois-7ans et 6 mois	7 ans et 7 mois-12 ans et 6 mois	12 ans et 7 mois- 17 ans et 7 mois
Tête	Cérébral sans injection PDC	1026	188	268	356	707	840
	Cérébral avec injection PDC	1816	823	1056	1195	1256	1384
	Scanographie du massif facial	360	NC	200	275	300	NC
	Scanographie des sinus	310	NC	92	68	82	75
	Scanographie unilatérale ou bilatérale du rocher et de l'oreille moyenne	337	151	130	174	388	NC
	Angioscanner cérébral		NC				
	Cysternoscanner		NC				
	Scanographie unilatérale ou bilatérale de l'angle pontocérébelleux et/ou du méat acoustique interne		NC				
	Arthroscanographie unilatérale ou bilatérale de l'articulation temporomandibulaire		NC				
Cou	Scanographie des tissus mous du cou, sans injection PDC	NC	NC	825	781	1152	471
	Scanographie des tissus mous du cou, avec injection PDC		NC				
	Angioscanner cervical		NC				
	Rachis cervical sans injection PDC	801	NC	206	473	696	603
	Rachis cervical avec injection PDC		NC				
	Discoscanner cervical*	NC					
	Myéloscanner cervical		NC				
Tête + Cou	Angioscanner cervicocérébral		NC				
	Scanographie des tissus mou du cou + de la face		NC				
Thorax	Thorax sans injection PDC	340	85	90	111	241	331
	Thorax avec injection PDC	550	NC				
	Angioscanner thoracique	866	NC				
	Coroscanner	885	64	115	NC		
	Rachis dorsal sans injection PDC	801	NC				
	Rachis dorsal avec injection PDC		NC				
	Discoscanner dorsal*	NC					
Myéloscanner dorsal	NC	NC					
	Abdomen sans injection PDC	653	130	285	365	491	500

Abdomen+ /-pelvis	Abdomen avec injection PDC	627	NC				
	Pelvis sans injection PDC	527	NC				
	Pelvis avec injection PDC	NC	NC				
	Uroscanner	514	NC				
	Abdo + pelvis sans injection PDC	772	160	202	302	420	395
	Abdo + pelvis avec injection PDC	1041	NC				
	Angioscanner abdomino-pelvien	NC					
	Scanographie des vaisseaux du foie pour étude de la vascularisation à au moins 3 temps différents	NC					
	Pelvimétrie par scanographie*	NC					
	Rachis lombaire sans injection PDC	801	NC				
	Rachis lombaire avec injection PDC	NC					
	Sacrum sans injection de PDC	801	NC				
	Sacrum avec injection de PDC	NC					
	Rachis lombo-sacré sans PDC	NC					
	Rachis lombo-sacré avec PDC	NC					
	Discoscanner lombaire*	NC					
	Myéloscanner lombaire	NC					
	Saccoradiculographie avec scanographie lombosacrée*	NC					
Thoraco-abdomino-pelvien	Thoraco-abdomino-pelvien sans PDC	995	182	375	495	800	492
	Thoraco-abdomino-pelvien avec PDC	1217	NC				
	Angioscanner thoraco-abdomino-pelvien	NC					
	Rachis dorso-lombaire sans PDC	NC					
	Rachis dorso-lombaire avec PDC	NC					

PDC : avec ou sans injection intraveineuse de produit de contraste iodé

NC : non connus ; valeurs non retrouvées dans la littérature

* ces 5 examens ne sont pas réalisés chez l'enfant

Annexe 4 : Les doses efficaces de référence

Tableau 1 : Caractéristiques des études sélectionnées pour la détermination des doses efficaces de référence

Année de recueil des données	Année de publication	Auteurs / sociétés savantes	Type d'étude	Provenance des données	Méthode d'estimation dosimétrique
2007	2010	Etard C / Sinno-Tellier S / IRSN/ INVS (3)	Revue de la littérature internationale depuis 2001	Principales sources : guides des procédures / études multicentriques françaises, européennes ou nord-américaines	Détermination des doses efficaces moyennes / Calcul sur adulte standard (70kg)/ sur acte complet / Wt CIPR 60 utilisés
2005- 2006	2007	Galanski M, Nagel HD, Stamm G. (39)	Étude allemande multicentrique dosimétrique pédiatrique	5 classes d'âge étudiée / 4 régions / scanners multi coupe	Calcul dose efficace moyennes pour l'enfant + ratios dose efficace enfant/ adulte
NC	2008	Thomas KE, Wang B (28)	Etude canadienne rétrospective monocentrique	1431 actes inclus sur 12 semaines / 5 classes d'âge / 5 régions anatomiques / 10 protocoles/ 1 modèle de scanner multicoupe GE	Calcul ratios dose efficace enfant/ adulte / 5 fantômes anthropomorphes enfants de 16 et 32 cm de diamètre / méthode MC / Wt CIPR 103 utilisés
NC	2007	Fujii K, Aoyama T, Koyama S, Kawaura C (41)	Etude japonaise multicentrique	2 catégories d'âge / 2 régions explorées / scanners multi coupe	Calcul ratios dose efficace enfant/ adulte / à partir de dose absorbée aux organes / sur fantômes anthropomorphes composé de dosimètres photodiodes / méthode de MC / protocoles spécifiques pour l'enfant / Wt CIPR 60 utilisés
NC	2006	Theocharopoulos N, Damilakis J (40)	Etude dosimétrique grecque	6 classes d'âge / 3 régions anatomiques / scanners multi coupe	Calcul ratios dose efficace enfant/adulte à partir de l'énergie transmise aux régions explorées / sur fantômes anthropomorphes cylindriques de rayons variables composés d'eau /méthode de MC

Tableau 2 : Ratios dose efficace enfant/adulte permettant le calcul des doses efficaces de référence chez l'enfant

Région explorée	Type d'exploration	Acte de référence par type d'exploration	Ratio dose efficace enfant / adulte en fonction de l'âge					
			0- 6 mois	7 mois- 30 mois	31 mois- 7 ans et 6 mois	7 ans et 7 mois- 12 ans et 6 mois	12 ans et 7 mois- 17 ans et 6 mois	Adulte
Tête	sans injection	cérébral sans injection	0,96	0,83	0,66	1,05	1	1
	avec injection	cérébral avec injection	2,36	1,86	1,26	1,05	0,96	1
Cou	Tissus mous	tissus mous du cou sans injection	2,7	1,9	1,6	1,75	0,6	1
	Rachis	Rachis cervical sans injection	0,75	0,56	1,1	1,1	0,9	1
Tête + Cou	Tissus mous	Cérébral + tissus mous du cou sans injection	3	2,1	1,86	1,92	0,79	1
	angioscanner	Cérébral avec injection + tissus mous	2,58	1,88	1,5	1,5	0,75	1
Thorax		Thoracique sans injection	0,66	0,47	0,4	0,62	0,92	1
Abdomen -pelvis	Abdomen ou pelvis	Abdomen sans injection	0,64	0,85	0,73	0,74	0,76	1
	Abdomen + pelvis	Abdomino-pelvien sans injection	0,65	0,51	0,5	0,53	0,5	1
Thoraco-abdomino-pelvien		Thoraco-abdomino-pelvien sans injection	0,54	0,7	0,63	0,75	0,47	1

Tableau 3 : Dose efficace de référence (Eref) par type d'acte scanographique selon l'âge du patient

Région explorée	Type d'examen	Eref ADULTE	Eref ENFANT				
			0-6 mois	7-30 mois	31 mois-7ans et 6 mois	7 ans et 7 mois-12 ans et 6 mois	12 ans et 7 mois- 17 ans et 7 mois
Tête	Cérébral sans injection PDC	PDL Ref					
	Cérébral avec injection PDC	PDL Ref					
	Scanographie du massif facial	PDL Ref	1,5	PDL Ref			0,9
	Scanographie des sinus	PDL Ref	1,3(39)	PDL Ref			
	Scanographie unilatérale ou bilatérale du rocher et de l'oreille moyenne	PDL Ref					1,2
	Angioscanner cérébral	2,1(3)	5	3,9	2,6	2,2	2
	Cysternoscanner	2,1(3)	5	3,9	2,6	2,2	2
	Scanographie unilatérale ou bilatérale de l'angle pontocérébelleux et/ou du méat acoustique interne [conduit auditif interne]	0,7(3)	0,7	0,6	0,5	0,7	0,7
	Arthroscanographie unilatérale ou bilatérale de l'articulation temporomandibulaire	0,3(3)	0,3	0,2	0,2	0,3	0,3
Cou	Scanographie des tissus mous du cou, sans injection intraveineuse de produit de contraste	5,2(3)	14	PDL Ref			
	Scanographie des tissus mous du cou, avec injection intraveineuse de produit de contraste	5,2(3)	14	9,9	8,6	9,1	3,2
	Angioscanner cervical	3,1(3)	8,4	5,9	5	5,4	1,9
	Rachis cervical sans injection PDC	PDL Ref	3,5	PDL Ref			
	Rachis cervical avec injection PDC	8,4(3)	6,3	4,7	9,2	9,2	7,6
	Discoscanner cervical*	8,4(3)					
	Myéloscanner cervical	13(3)	9,7	7,3	14,3	14,3	11,7
Tête + Cou	Angioscanner cervicocérébral	5,2(3)	13,4	9,8	7,6	7,6	3,9
	Scanographie des tissus mou du cou + de la face	5,2(3)	15,5	11,2	9,7	10	4,1

Thorax	Thorax sans injection PDC	<i>PDL Ref</i>					
	Thorax avec injection PDC	<i>PDL Ref</i>	5,4	3,8	3,3	5	7,5
	Angioscanner thoracique	<i>PDL Ref</i>	8,4	6	5,1	7,9	11,8
	Coroscanner	<i>PDL Ref</i>			2,5	3,9	5,9
	Rachis dorsal sans injection PDC	<i>PDL Ref</i>	7,8	5,5	4,7	7,3	10,8
	Rachis dorsal avec injection PDC	8,4(3)	5,5	3,9	3,4	5,2	7,7
	Discoscanner dorsal*	8,4(3)					
	Myéloscanner dorsal	13(3)	8,6	6,1	5,2	8	12
Abdomen-pelvis	Abdomen sans injection PDC	<i>PDL Ref</i>					
	Abdomen avec injection PDC	<i>PDL Ref</i>	6,1	8,2	7	7,1	7,3
	Pelvis sans injection PDC	<i>PDL Ref</i>	5,2	6,9	5,9	6	6,1
	Pelvis avec injection PDC	5,3(3)	3,4	4,5	3,9	3,9	4
	Uroscanner	<i>PDL Ref</i>	5	6,7	5,8	5,8	6
	Abdo + pelvis sans injection PDC	<i>PDL Ref</i>					
	Abdo + pelvis avec injection PDC	<i>PDL Ref</i>	10,4	8,2	8	8,5	8
	Angioscanner abdo-pelvien	22(3)	14,3	11,2	11	11,7	11
	Scanographie des vaisseaux du foie pour étude de la vascularisation à au moins 3 temps différents	23(3)	14,7	19,5	16,8	17	17,5
	Pelvimétrie par scanographie*	0,8(3)					
	Rachis lombaire sans injection PDC	<i>PDL Ref</i>	7,8	10,5	9	9,1	9,3
	Rachis lombaire avec injection PDC	8,4(3)	5,4	7,1	6,1	6,2	6,4
	Sacrum sans injection de PDC	<i>PDL Ref</i>	7,8	10,5	9	9,1	9,3
	Sacrum avec injection de PDC	8,4(3)	5,4	7,1	6,1	6,2	6,4
	Rachis lombo-sacré sans PDC	16,7(3)	10,8	8,5	8,3	8,8	8,3
	Rachis lombo-sacré avec PDC	16,7(3)	10,8	8,5	8,3	8,8	8,3
	Discoscanner lombaire*	8,4(3)					
	Myéloscanner lombaire	13(3)	8,3	11	9,5	9,6	9,9
	Saccoradiculographie avec scanographie lombosacrée*	13(3)					
	Membre supérieur	Arthroscanner du membre supérieur	10(3)	<i>NC</i>			
Angioscanner des membres supérieurs		7(3)	<i>NC</i>				

	Scanographie unilatérale ou bilatérale de segment du membre supérieur, sans injection PDC	1,8(3)	NC				
	Scanographie unilatérale ou bilatérale de segment du membre supérieur, avec injection PDC	1,8(3)	NC				
Membre inférieur	Arthroscanner du membre inférieur	8,5(3)	NC				
	Angioscanner des membres inférieurs	45(3)	NC				
	Scanographie unilatérale ou bilatérale de segment du membre inférieur, sans injection PDC	0,1(3)	NC				
	Scanographie unilatérale ou bilatérale de segment du membre inférieur avec PDC	0,1(3)	NC				
	Scanographie de la hanche et du membre inférieur pour conception intégrée par ordinateur d'une prothèse ostéoarticulaire sur mesure	17(3)	NC				
	Télémétrie des membres inférieurs par scanographie	1,8(3)	NC				
Thoraco-abdomino-pelvien	Thoraco-abdomino-pelvien sans PDC	<i>PDL Ref</i>					
	Thoraco-abdomino-pelvien avec PDC	<i>PDL Ref</i>	9,8	12,7	11,4	13,6	8,5
	Angioscanner thoraco-abdomino-pelvien	39(3)	21,1	27,3	24,6	29,2	18,3
	Rachis dorso-lombaire sans PDC	16,7(3)	9	11,7	10,5	12,5	7,8
	Rachis dorso-lombaire avec PDC	16,7(3)	9	11,7	10,5	12,5	7,8

PDC : avec ou sans injection intraveineuse de produit de contraste iodé

PDL Ref : Produit Dose Longueur de Référence ; calcul de la dose efficace de référence à partir du PDL de référence et du facteur de conversion correspondants à chaque type d'acte.
NC : Non Connus ; aucune dose efficace enfant n'a pas été retrouvée dans la littérature pour les scanners des membres supérieurs et inférieurs.

*ces 5 actes ne sont pas réalisés chez l'enfant

Annexe 5 : « ScanDose »

Référence 1 : Cahier des charges de l'outil informatique

I / PRINCIPE

Mettre à disposition du médecin généraliste en cabinet **un outil informatique** permettant de calculer, pour chacun de ses patients, **la dose efficace cumulée d'irradiation** diagnostique par scanner.

II/ EXIGENCES

L'outil informatique doit :

- être simple et rapide d'utilisation
- être accessible sur tous les ordinateurs PC
- permettre de calculer :
 - pour chaque examen scanographique, la dose efficace correspondante à laquelle est exposée le patient
 - pour chaque patient, la dose efficace d'irradiation cumulée par scanner reçue jusqu'à présent.
- permettre de communiquer avec le patient en convertissant la dose efficace cumulée :
 - en durée d'exposition environnementale
 - en code couleur illustrant le risque engendré par cette irradiation.

III/ DESCRIPTION DE L'OUTIL

- **Le médecin généraliste remplira 2 rubriques**

La rubrique 1/ ne sera à remplir que pour la première saisie d'information concernant le patient.

La rubrique 2/ sera à remplir à chaque examen scanographique

1/ Identification du patient :

A / Nom

B / Prénom

C / Date de naissance

2/ Données relative à l'examen :

A / Date de réalisation de l'examen

B / Zone anatomique explorée : cerveau, cou, thorax, abdomen, pelvis, bassin, membres inférieur, membres supérieur

Puis 2 possibilités :

A / Le produit dose longueur (PDL) est présent sur le compte - rendu du radiologue :

- donnée obligatoirement présente lorsque l'examen concerne la tête, le cou , le thorax, l'abdomen ou le pelvis,

- inscrire le PDL de l'examen ; si l'examen comprend plusieurs zones anatomiques inscrire le PDL pour chaque zone.

B / Le produit dose longueur n'est pas à disposition du médecin :

- cas concernant les scanners réalisés pendant une hospitalisation ou les scanners intéressants le bassin ou les membres,
- choisir le type d'examen réalisé en fonction de la région irradiée.

- **A partir de ces données l'outil calculera**

1 / L'âge du patient au moment de l'examen

2 / La dose efficace en mSv de l'examen

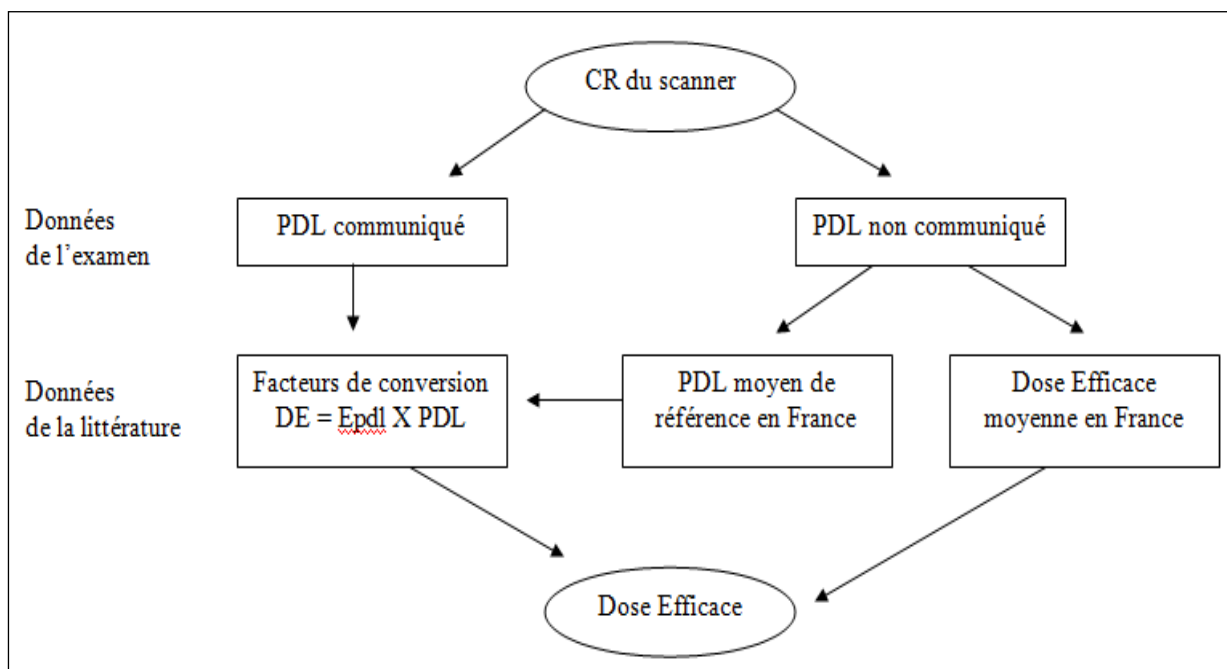
3 / La dose efficace cumulée par scanner jusqu'à présent pour le patient : cette donnée, individuelle pour chaque patient, devra être stockée dans une base de données et pouvoir être réutilisée pour être additionnée à la dose efficace de chaque nouvel examen.

4 / La dose équivalente en durée d'irradiation environnementale en France (en mois ou année)

5 / Le risque représenté par la dose efficace cumulée sera ensuite illustré par un code couleur.

IV/ CONCEPTION DE L'OUTIL

- **Calcul de la dose efficace de l'examen : 3 possibilités**



1/ La valeur du PDL est communiqué, calcul à partir des **facteurs de conversion** (Annexe 2).

2. La valeur du PDL n'est pas communiquée, il existe un PDL moyen en France connu, calcul à partir des **PDL de références** (Annexe 3).

3. La valeur du PDL n'est pas communiqué, il n'existe pas de valeur de PDL moyen connu, inscription directe de la **dose efficace moyenne** pour l'examen en France (Annexe 4).

- **Conversion en Dose équivalente de durée d'irradiation environnementale**

1 an d'irradiation environnementale = 2,43 mSv

1 mois d'irradiation environnementale = 0,2 mSv

Equivalent en nombre d'année d'exposition environnementale = E cumulée / 2,43 (1)

Equivalent en nombre de mois d'exposition environnementale = E cumulée/ 0,2 (2)

(1) Cette formule sera utilisée lorsque E cumulée > 2,43

(2) Cette formule sera utilisée lorsque E cumulée < 2,43

- **Conversion en une couleur illustrant le risque stochastique = risque de cancers à long terme**

Les études récentes prouvent qu'il existe un excès statistiquement significatif de risque de cancer à partir d'une dose cumulée de 100 mSv chez l'homme.

Affichage de la dose efficace cumulée en une couleur selon le **code couleur** suivant :

VERT lorsque $0 \text{ mSv} < \text{Dose efficace cumulée} < 50 \text{ mSv}$

ORANGE lorsque $50 \text{ mSv} < \text{Dose efficace cumulée} < 100 \text{ mSv}$

ROUGE lorsque $\text{Dose efficace cumulée} > 100 \text{ mSv}$

Référence 2 : Informations préliminaires à l'utilisation

Cet outil est le fruit d'un travail de thèse de médecine générale. Il va vous permettre de connaître, pour chacun de vos patients (enfant et adulte), la dose efficace d'irradiation par scanner qu'il a déjà reçu au cours de sa vie. Le but est de **sensibiliser médecins et patients aux doses d'irradiation reçues par scanner**. Les données utilisées sont issues de l'état actuel des connaissances sur les doses d'irradiation en Europe en Juin 2012.

1/ Ou'est-ce-que la dose efficace ?

La dose efficace d'un scanner représente **l'impact** de la dose d'irradiation reçue par le patient **en matière de risque pour l'organisme entier**. C'est la grandeur **recommandée au niveau international** pour estimer l'exposition de la population aux rayonnements ionisants. Elle est calculée à partir :

- de la dose absorbée par chaque organe
- de la radiosensibilité de chaque organe irradié

Elle permet d'évaluer un risque et de comparer entre elles les différentes expositions aux rayonnements ionisants (exposition naturelle ou artificielle). Elle s'exprime en **milliSievert (mSv)**. **Le tableau ci-dessus expose les ordres de grandeurs des doses efficaces (figure 1)**.

<i>10 000 mSv : irradiation aiguë / mort rapide</i>
<i>1000 mSv : irradiation aiguë / signes cliniques</i>
<i>20 mSv : limite annuelle légale pour les travailleurs exposés</i>
<i>10 mSv : un scanner abdomino-pelvien</i>
<i>2,5 mSv : irradiation environnementale annuelle à Paris</i>
<i>1,3 mSv : irradiation médicale annuelle moyenne en France en 2007</i>
<i>1 mSv : limite annuelle légale pour la population en radiodiagnostic</i>
<i>0,4 mSv : irradiation liée à Tchernobyl en France en 1986*</i>
<i>* irradiation hétérogène, importance de l'âge.</i>
<i>0,02 mSv : une radiographie de thorax de face</i>

Figure 1. Ordres de grandeur des doses efficaces

2/ Quand faut-il s'inquiéter ?

Les études actuelles montrent un excès statistiquement significatif de risque de cancer chez l'homme à partir de **100 mSv(1)** d'irradiation cumulée. En –dessous de ce seuil, le calcul de risque est très controversé. Ce risque s'exprime en matière de sur-risque par rapport à l'incidence spontanée des cancers en France. Il ne s'exprime pas de manière individuelle pour un patient mais s'étudie sur la base d'une population. Il se base notamment sur l'étude des survivants d'Hiroshima et Nagasaki (2).

Il faut garder à l'esprit que l'enfant est particulièrement exposé à ce risque par la radiosensibilité importante de ses organes. **Plus un individu est irradié tôt, plus le risque de cancer radio induit est important** : la Commission Internationale de Protection Radiologique considère que ce risque est 3 fois plus élevé chez l'enfant à naître et jusque l'âge de 10 ans, cinq à dix fois plus faible chez l'adulte de plus de 60 ans (3).

Dans l'état actuel des connaissances, au vu de la polémique suscitée par le calcul de risque pour de faibles doses d'irradiation, **nous n'abordons pas dans cet outil le calcul précis du risque**. Seul un code couleur est présent pour illustrer ce sur-risque d'apparition de

cancer : La couleur verte correspond à l'absence de risque démontré ; la couleur orange correspond à un risque incertain et la couleur rouge correspond à un risque démontré par les études épidémiologiques.

3/ Qu'est-ce que l'irradiation environnementale ?

L'irradiation environnementale correspond aux rayonnements ionisants que notre corps reçoit dans la vie quotidienne. **Elle représente 2,4 mSv/an/ individu en moyenne en France.** (4). Elle se répartit en différentes sources d'exposition selon qu'elles proviennent du milieu naturel ou des activités humaines (*figure 2*).

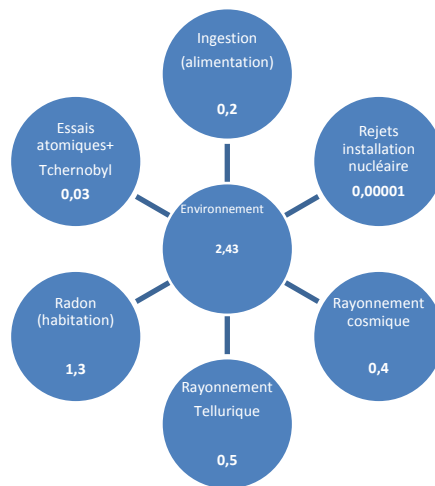


Figure 2. Doses annuelles moyennes par individu en France (en mSv) de l'exposition environnementale (4)

Cette irradiation environnementale est très variable dans le monde. A Paris, elle est en moyenne de 2,4 mSv/an/ individu. Dans certaines régions du monde à forte activité tellurique, elle peut atteindre 70 mSv/an/individu (Iran).

L'outil informatique présenté ici permet **de convertir la dose efficace cumulée par scanner en mois ou année d'irradiation environnementale**. Cette donnée permet de mieux appréhender les doses reçues par scanner dans notre quotidien.

Bibliographie :

- (1) United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Rapport du Comité scientifique des Nations Unies pour l'étude des effets des rayonnements ionisants 2010. United Nations Publication; 2011.
- (2) Preston DL, Ron E, et al. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998. Radiat Res. 2007;168:1-64.
- (3) International Commission on Radiological Protection (ICRP), 2007. Recommandations of the ICRP. ICRP Publication 103 Annals of the ICRP Volume 37(2-4) Oxford, Pergamon Press
- (4) Lochard J., Schneider T. Rapport n° 268. La gestion du risque associé aux déchets radioactifs à haute activité et à vie longue. Dossier n°1. Quelques éléments sur la radioactivité, les effets des faibles doses et la radioprotection. 2000 aout

Référence 3 : Mode d'emploi de l'outil

Actions préliminaires à l'utilisation:

- Selon le dossier choisi, la version du logiciel est compatible avec Excel 97-2003 ou Excel 2007.
- S'assurer tout d'abord que la protection Excel de votre ordinateur soit moyenne pour pouvoir ouvrir correctement les fichiers. Pour y avoir accès, allez dans la barre d'outil Excel, choisir « outil » puis « macro » puis « sécurité » et enfin cliquer sur « niveau de sécurité moyen ».
- Choisir « activer les macros » lorsque demandé.

1/ Renseigner obligatoirement les nom, prénom et date de naissance (au format JJ/MM/AAAA) lors de la première saisie d'examen.

2/ Chaque ligne du tableau correspond à un examen scanographique: dans chaque ligne, renseigner obligatoirement les rubriques date, région et scanner.

3/ Rubrique "Date" : Inscrire la date de réalisation de l'examen au format JJ/MM/AAAA.

4/ Rubrique "Région": Choisir, à l'aide du menu déroulant, la région anatomique irradiée.

Les examens concernant le rachis sont classés dans les régions auxquelles ils appartiennent. Par exemple, le scanner du rachis cervical sera classé dans la région "cou".

Pour les examens intéressant plusieurs régions anatomiques les rubriques "tête + cou" et "thoraco-abdomino-pelvien" sont disponibles.

Les scanners des membres ne sont disponibles que pour l'adulte dans la rubrique "membres supérieurs adulte" ou « membre inférieur adulte » . L'état actuel des connaissances ne nous permet pas d'inclure les scanners des membres pour l'enfant.

Les examens de discoscanners, pelvimétrie par scanner et sacroradiculographie ne sont jamais réalisés chez les enfants et ne sont donc pas disponibles pour celui-ci.

5/ Rubrique "Scanner" : Choisir, à l'aide du menu déroulant, l'examen correspondant. Les scanners n'ayant pas nécessité l'injection intraveineuse d'un produit de contraste iodé sont nommés avec l'adjectif "sans injection PDC"; les scanners ayant nécessité l'injection intraveineuse d'un produit de contraste iodé sont nommés avec l'adjectif "avec injection PDC"; les scanners injectés ayant permis une exploration plus précise des vaisseaux sont nommés "angioscanner".

6/ Rubrique "PDL" : A ne renseigner que si le PDL (Produit Dose Longueur) est présent sur le compte rendu de l'examen. Inscrire le chiffre exprimé en mGy.cm. Si aucun PDL n'est disponible (cas des scanners réalisés en hospitalisation ou des scanners des membres) laisser la case vide. Si le compte-rendu de l'examen affiche plusieurs PDL, ils correspondent chacun à un examen distinct. Il faut donc renseigner 1 ligne par PDL affiché.

7/ Rubrique "Dose efficace": Ne rien inscrire dans cette rubrique. La dose efficace correspondante à l'examen s'affiche ici automatiquement.

8/ La dose efficace cumulée s'inscrit ensuite en haut de page ainsi que sa conversion en durée d'exposition environnementale (mois ou année). Une couleur s'affiche également selon un code explicité dans « A propos ».

9/ Lorsque toutes les informations sont saisies sur la fiche dosimétrique, **la fermer à l'aide de la croix située en haut à droite de l'écran sans l'enregistrer**. La fiche dosimétrique est alors automatiquement enregistrée dans le dossier « Archive Fiches ». Les données de la fiche sont également automatiquement exportées au format xml dans le dossier « Export Auto xml ».

Référence 4 : L'outil informatique ScanDose
(CD ROM gravé avec les versions compatibles Excel 2007 et Excel 97-2003)

Bibliographie

- (1) Gervaise A, Esperabe-Vignau F, Pernin M, Naullet P, Portron Y, Lapierre-Combes M. [Evaluation of the knowledge of physicians prescribing CT examinations on the radiation protection of patients]. *J Radiol.* 2011 août;92(7-8):681-7.
- (2) Merzenich H, Krille L, Hammer G, Kaiser M, Yamashita S, Zeeb H. Paediatric CT scan usage and referrals of children to computed tomography in Germany--a cross-sectional survey of medical practice and awareness of radiation related health risks among physicians. *BMC Health Serv Res.* 2012;12:47.
- (3) Etard C, Sinno-Tellier S, Aubert B. Rapport EXPRI: Exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic médical en 2007. Institut National de Veille Sanitaire; Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire; 2010
- (4) United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Rapport du Comité scientifique des Nations Unies pour l'étude des effets des rayonnements ionisants 2010. United Nations Publication; 2011.
- (5) Brenner DJ, Doll R, Goodhead DT, Hall EJ, Land CE, Little JB, et al. Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 2003 nov 25;100(24):13761-6.
- (6) International Commission on Radiological Protection (ICRP), 2007. Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 103 Annals of the ICRP Volume 37(2-4) Oxford, Pergamon Press
- (7) Conseil des Communautés européennes. Directive Euratom 97-43 relative à la protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors de expositions à des fins médicales. 1997.
- (8) Ministère de la santé, de la famille et des personnes handicapées. Décret n°2003-270 du 24 mars 2003 relatif à la protection des personnes exposées à des rayonnements ionisants à des fins médicales et médico-légale. *J.O n° 72.* 2003 26;page 5361.
- (9) Guegan G, Nadour A, Alison M, Sebag G. Logiciel de calcul d'estimation automatique de la dose efficace pour les scanners réalisés en pédiatrie Hopital Robert Debré Paris. <http://pe.sfrnet.org/Data/ModuleConsultationPoster/pdf/2009>.
- (10) ImPACT's CT dosimetry tool. ImPACT Group Web site. <http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>. Accessed March 12, 2009.
- (11) Alessio AM, Phillips GS. A pediatric CT dose and risk estimator. *Pediatr Radiol.* 2010 nov;40(11):1816-21.

- (12) Lochard J., Schneider T. Rapport n° 268. La gestion du risque associé aux déchets radioactifs à haute activité et à vie longue. Dossier n°1. Quelques éléments sur la radioactivité, les effets des faibles doses et la radioprotection. 2000 aout;
- (13) Aubert B. Dosimétrie du patient: Quelle information communiquer? Service de Physique, Institut Gustave-Roussy, Villejuif; 2000.
- (14) Ministère de la santé et des solidarités. Arrêté du 22 septembre 2006 relatif aux informations dosimétriques devant figurer dans un compte rendu d'acte utilisant les rayonnements ionisants. J.O n°226. 2006 26;page 14449.
- (15) Cordoliani Y-S , Foehrenbach H. Radioprotection en milieu médical. Principes et mise en pratique. 2^e éd. Masson; 2008.
- (16) Brisse H, Sirinelli D, Beauvais-March H. Scanner, dosimétrie et optimisation chez l'enfant. 2002.
- (17) Ministère de la santé, de la jeunesse et de sports. Classification Commune des Actes Médicaux, Guide de lecture et de codage. bureau de la politique documentaire et des systèmes d'information documentaires; 2007.
- (18) European Commission. European Guidelines on quality criteria for computed tomography. EUR 16262 EN. Office for Official Publications of the European Communities. Luxembourg; 1999;70.
- (19) Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, et al. European Guidelines for Multislice Computed Tomography Appendix A: MSCT dosimetry, guidelines on radiation dose to the patient. 2004 mars; <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>
- (20) Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, Schrimpton PC, et al. European Guidelines for Multislice Computed Tomography Appendix C: assessment of patient dose in CT. 2004 mars; <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>
- (21) Report of American Association of Physicists in Medicine Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. American Association of Physicists in Medicine. 2008;(96):28.
- (22) Lisbona Albert. Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie. Société Française de Physique Médicale Rapport N°21. 2004.
- (23) Direction de la radioprotection de l'homme, Service d'étude et d'expertise en radioprotection. Doses délivrées aux patients en scanographie et en radiologie conventionnelle. Résultats d'une enquête multicentrique en secteur public. Rapport DRPH/SER n° 2010-12. Institut de radioprotection et de sureté nucléaire, Institut national de veille sanitaire; 2010.
- (24) Shrimpton PC, Wall BF. Reference doses for paediatric computed tomography. Radiation Protection Dosimetry. 2000;90:249–52.

- (25) Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M. National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol.* 2006 déc;79(948):968–80.
- (26) Jessen KA, Shrimpton PC, Geleijns J, Panzer W, Tosi G. Dosimetry for optimisation of patient protection in computed tomography. *Appl Radiat Isot.* 1999 janv;50(1):165–72.
- (27) Deak PD, Smal Y, Kalender WA. Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product. *Radiology.* 2010 oct;257(1):158–66.
- (28) Thomas KE, Wang B. Age-specific effective doses for pediatric MSCT examinations at a large children's hospital using DLP conversion coefficients: a simple estimation method. *Pediatr Radiol.* 2008 juin;38(6):645–56.
- (29) Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, et al. European Guidelines for Multislice Computed Tomography Appendix B: European field survey of the clinical application of CT with a focus on the evaluation of CT protocols and assessment of patient dose. 2004 mars; <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/index.htm>
- (30) Wall, D.Hart, Directorate-General for Energy and Transport Directorate H, Nuclear Energy Unit H4,. Radiation Protection N°154 European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures. *Radiation Protection* 2008. 2008;72–3.
- (31) Direction de la Radioprotection de l'Homme. Analyse des données relatives à la mise à jour des niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire-Bilan 2007 2008. Rapport DRPH/SER n° 2010-15 Institut de Radioprotection et de Sureté Nucléaire, Institut National de Veille Sanitaire; 2010.
- (32) Mozziconacci JG, Rolland D, Mourbron M, Molin JL, Monghal C, Omoumi P, Ayiri J. La dosimétrie patient: une obligation réglementaire mais que faire en pratique quotidienne d'imagerie en CHG ou de cabinet libéral. *SFR*; 2005.
- (33) Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, Hadamitzky M, Krebs M, Gerber TC, et al. Estimated Radiation Dose Associated With Cardiac CT Angiography. *JAMA: The Journal of the American Medical Association.* 2009 févr 3;301(5):500–7.
- (34) Bernier M-O, Rehel J-L, Brisse HJ, Wu-Zhou X, Caer-Lorho S, Jacob S, et al. Radiation exposure from CT in early childhood: a French large-scale multicentre study. *The British Journal of Radiology.* 2012 janv 1;85(1009):53–60
- (35) Pages J, Buls N, Osteaux M. CT doses in children: a multicentre study. *Br J Radiol.* 2003 janv 11;76(911):803–11.
- (36) Verdun FR, Gutierrez D, Vader JP, Aroua A, Alamo-Maestre LT, Bochud F, et al. CT radiation dose in children: a survey to establish age-based diagnostic reference levels in Switzerland. *Eur Radiol.* 2008 sept;18(9):1980–6.
- (37) HJ Brisse, B Aubert. Niveaux d'exposition en tomодensitométrie multicoups pédiatrique: résultats de l'enquête dosimétrique SFIPP/IRSN 2007-2008. *Journal de Radiologie.* Editions Française de Radiologie, Elsevier Masson SAS. Paris; 2009;207–15.

- (38) Arrêté du 24 octobre 2011 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire | Legifrance [Internet]
http://www.legifrance.gouv.fr/affichTexte.do;jsessionid=67FBFF5C6919335C51BCD318724D1AEE.tpdjo13v_2?cidTexte=JORFTEXT000025145375&categorieLien=id
- (39) Galanski M, Nagel HD, Stamm G. [Results of a federation inquiry 2005/2006: pediatric CT X-ray practice in Germany]. *Rofo*. 2007;179:1110-1111.
- (40) Theocharopoulos N, Damilakis J, Perisinakis K, Tzedakis A, Karantanas A, Gourtsoyiannis N. Estimation of effective doses to adult and pediatric patients from multislice computed tomography: A method based on energy imparted. *Med Phys*. 2006;33:3846-3856.
- (41) Fujii K, Aoyama T, Koyama S, Kawaura C. Comparative evaluation of organ and effective doses for paediatric patients with those for adults in chest and abdominal CT examinations. *Br J Radiol*. 2007 août;80(956):657-67.
- (42) Rannou A, Aubert B, Scanff P. Exposition de la population française aux rayonnements ionisants. Rapport DRPH/SER 2006-02. Direction de radioprotection de l'Homme / IRSN; 2006.
- (43) Preston DL, Shimizu Y, Pierce DA, Suyama A, Mabuchi K. Studies of mortality of atomic bomb survivors. Report 13: Solid cancer and noncancer disease mortality: 1950-1997. *Radiat. Res*. 2003 oct;160(4):381-407.
- (44) Little MP. Cancer and non-cancer effects in Japanese atomic bomb survivors. *J Radiol Prot*. 2009 juin;29(2A):A43-59.
- (45) Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet*. 2012 août 4;380(9840):499-505.
- (46) Pauwels EKJ, Bourguignon M. Cancer induction caused by radiation due to computed tomography: a critical note. *Acta Radiol*. 2011 sept 1;52(7):767-73.
- (47) Brenner DJ, Doll R, Goodhead DT, Hall EJ, Land CE, Little JB, et al. Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 2003 nov 25;100(24):13761-6.
- (48) Mettler FA Jr, Bhargavan M, Faulkner K, Gilley DB, Gray JE, Ibbott GS, et al. Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources--1950-2007. *Radiology*. 2009 nov;253(2):520-31.
- (49) International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60: Recommendations ICRP. Pergamon Press. Oxford; 1993.
- (50) Kim KP, Berrington de González A, Pearce MS, Salotti JA, Parker L, McHugh K, et al. Development of a database of organ doses for paediatric and young adult CT scans in the United Kingdom. *Radiat Prot Dosimetry*. 2012;150(4):415-26.

- (51) Khursheed A, Hillier MC, Shrimpton PC, Wall BF. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. *Br JRadiol* 2002; 75:819–830
- (52) Huda W, Gkanatsios NA (1997) Effective dose and energy imparted in diagnostic radiology. *Med Phys* 24:1311–1316
- (53) Jones DG and Shrimpton PC. Survey of CT practice in the UK. Part 3: Normalised organ doses calculated using Monte Carlo techniques, NRPB -R250 (HMSO, London) (1991)
- (54) Le Heron JC. CTDOSE: A User's Guide. Ministry of Health, Christchurch, New Zealand (1993).
- (55) Schlattl H, Zankl M, Becker J, Hoeschen C. Dose conversion coefficients for CT *examinations* of adults with automatic tube current modulation. *Phys Med Biol*. 2010 oct 21;55(20):6243-61
- (56) Kalender WA, Schmidt B, Zankl M, Schmidt M. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Eur Radiol*. 1999;9(3):555-62.
- (57) Stamm G, Nagel HD. [CT-expo--a novel program for dose evaluation in CT]. *Rofo*. 2002 déc;174(12):1570-6.
- (58) Abdullah A, Sun Z, Pongnapang N, Ng K-H. Comparison of computed tomography dose reporting software. *Radiat Prot Dosimetry*. 2012;151(1):153-7.
- (59) Huda W, Atherton JV. Energy imparted in computed tomography. *Med Phys*. 1995 août;22(8):1263-9
- (60) Huda W, Atherton JV, Ware DE, Cumming WA. An approach for the estimation of effective radiation dose at CT in pediatric patients. *Radiology*. 1997 mai;203(2):417-22.
- (61) McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT Radiation Dose in CT1. *Radiographics*. 2002 janv 11;22(6):1541-53.
- (62) Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Converting dose-length product to effective dose at CT. *Radiology* 2008; 248:995–1003
- (63) Lee C, Kim KP, Long DJ, Bolch WE. Organ doses for reference pediatric and adolescent patients undergoing computed tomography estimated by Monte Carlo simulation. *Med Phys*. 2012 avr;39(4):2129-46.
- (64) Christner JA, Kofler JM, McCollough CH. Estimating effective dose for CT using dose-length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection publication 103 or dual-energy scanning. *AJR Am J Roentgenol*. 2010 avr;194(4):881-9.

- (65) Preston DL, Ron E, et al. Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998. *Radiat Res.* 2007;168:1-64.
- (66) Meyniel G. Phénomène adaptatif: Hormesis [Internet]. *Revue de l'ACOMEN*; 1998. vol.4, n°4

HIPPOCRATES. 9.



Qui diis memorem laudes, repetamque fideles
Ingenij dotes, Hippocratisque decus.
Democriti auditor Phœbea, ô, Coë propago,
Certius an quis te tradidit artis opes?

SERMENT D'HIPPOCRATE

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples et devant l'effigie d'HIPPOCRATE,

je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine.

Je donnerai mes soins gratuitement à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au dessus de mon travail. Je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Admis dans l'intimité des maisons, mes yeux n'y verront pas ce qui s'y passe ; ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs, ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Je garderai le respect absolu de la vie humaine.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leurs pères.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois couvert d'opprobre et méprisé de mes confrères si j'y manque.

Résumé

La prescription du scanner en médecine générale s'est aujourd'hui démocratisée. Pourtant, en France, les médecins généralistes sont très peu sensibilisés aux doses de rayonnement délivrées par cet examen. Elles sont sous estimées alors qu'elles représentent 58% de la dose totale délivrée par l'imagerie diagnostique.

Comment optimiser le recueil des doses d'irradiation par scanner reçues par les patients en médecine générale ?

Nous avons étudié la dose d'irradiation moyenne reçue par nos patients pour chaque type d'acte scanographique en France. Une revue systématique de la littérature, principalement européenne, a été menée de 1999 à 2012 à partir de Pubmed et des sites nationaux et internationaux des sociétés savantes de radioprotection et physique médicale.

Cette revue a fourni une base de données dosimétriques en fonction de la région anatomique irradiée et de l'âge du patient. Pour l'adulte, les 18 études sélectionnées nous ont permis de déterminer une dose efficace pour 60 actes scanographiques. Chez l'enfant, 13 études ont été sélectionnées incluant 45 actes pédiatriques.

Nous avons alors créé un outil informatique permettant le calcul personnalisé de la dose efficace cumulée reçue par scanner. Cet outil simple, recueille et additionne les doses efficaces reçues par les examens scanographiques tout au long de la vie du patient. Il peut être étendu aux autres examens d'imagerie diagnostique.

Il est original, ergonomique et facilement intégrable à un logiciel professionnel. Il permet une première approche en matière de radioprotection des patients et non un calcul précis des risques encourus qui restent encore à évaluer.

Cet outil est perfectible et doit être évalué auprès d'un panel de médecins généralistes. Il devrait être largement diffusé aux professionnels et la base de données mise à jour régulièrement. Ces missions pourraient être assurées par un département de recherche universitaire ou mieux encore, par un institut de santé publique.

Mots-clés : suivi dosimétrique, irradiation par scanner, dose efficace cumulée, médecine générale, outil informatique, radioprotection.

Abstract

Prescribing CT in general practice is now democratized. However, in France, GPs are not very sensitive to the radiation dose delivered by this review. It is underestimated although it represents 58% of the total dose delivered by diagnostic imagery.

How to optimize the collection of radiation doses received by the scanner by patients in general practice?

We studied the average radiation dose received by our patients for each type of CT exam in France. A systematic review of the literature, mainly European, was conducted between 1999 and 2012 from Pubmed and sites of national and international radiation protection and medical physics societies.

This review has provided a basis of dosimetric data based on anatomical region irradiated and age of the patient. For adults, the 18 selected studies allowed us to determine an effective dose for 60 different CT examinations. For children, 13 studies were selected including 45 different pediatric examinations.

From our database, we have created a tool for calculating personal cumulative effective dose received by scanner. This tool collects and adds the effective doses received by CT examinations throughout the patient's life. It can be extended to other diagnostic imaging exams.

It is original, ergonomic and easily integrated into a professional software. It allows a first approach to radiation protection of patients and not a precise calculation of the risks that are still being assessed.

This tool can be improved and should be evaluated by a panel of doctors. It should be widely disseminated to professionals and the database updated regularly. These tasks could be performed by a university research department or better yet, a public health institute.

Keywords: dosimetric monitoring, CT irradiation, cumulative effective dose, general medicine, primary care, software tool, radiation protection