



UNIVERSITE LILLE 2 DROIT ET SANTE
FACULTE DE MEDECINE HENRI WAREMBOURG

Année : 2016

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN MEDECINE

**Etude dosimétrique d'une cohorte de 6021 patients suivis en scanner
thoraco-abdomino-pelvien.**

Présentée et soutenue publiquement le Vendredi 25 mars 2016 à 18h
au pôle formation,

Par Arthur ROBERT

JURY

Président :

Monsieur le Professeur Laurent LEMAITRE

Assesseurs :

Monsieur le Professeur Mohamed HEBBAR

Monsieur le Professeur Olivier ERNST

Monsieur le Professeur Philippe PUECH

Monsieur le Docteur Maximilien VERMANDEL

Directeur de Thèse :

Monsieur le Professeur Olivier ERNST

Avertissement

La Faculté n'entend donner aucune approbation aux opinions émises dans les thèses : celles-ci sont propres à leurs auteurs.

Liste des abréviations

ADN	Acide Desoxyribo Nucléique
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
CHC	Carcinome hépatocellulaire
CHRU	Centre hospitalier régional et universitaire
CIPR	Commission Internationale de Protection Radiologique
CSP	Code de santé publique
CTDI	Index de Dose Scanographique
CTDIvol	Index de Dose Scanographique Volumique
CTDIw	CTDI pondéré
E/DE	Dose efficace
FBP	Rétroprojection filtrée (filtered back projection)
FOV	Champ de vue (Field of view)
Gy/mGy	Gray/milliGray
HAS	Haute Autorité de Santé
IDC	Intervalle de confiance
IMC	Indice de masse corporelle
IRM	Imagerie par résonance magnétique
IRSN	Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire
KeV/kV	Kiloélectronvolt/Kilovolt
mAs	Milliampère-seconde
MIP/mIP	Maximum Intensity Projection/Minimum Intensity Projection
NRD	Niveau de Référence Diagnostique
PACS	Picture archiving and communication system
PCR	Personnes compétentes en radioprotection
PDL/DLP	Produit Dose-Longueur
RX	Rayon X
Sv/mSv	Sievert/milliSievert
TEP	Tomographie par émission de positons
TDM	Tomodensitométrie
UH	Unité Hounsfield

Table des matières

Résumé	1
Introduction	3
I. Les objectifs de ce travail	4
II. Rappels	5
A. Principe généraux du scanner	5
B. Les effets des rayons X (16–18).....	6
1. Principe général	6
2. Les lésions induites par les rayons X sur l'ADN (figure 2)	6
3. Quels effets pour quelle dose ? (20).....	7
4. Quelques exemples	9
a) <i>Effets déterministes (tableau 1)</i>	9
b) <i>Effets stochastiques</i>	9
C. Moyens d'évaluation dosimétrique (25,26).....	9
1. Dose délivrée	10
2. La dose absorbée	10
3. Le produit dose longueur	10
4. La dose efficace.....	10
D. Les facteurs modifiables pour réduire la dose en TDM (27–31).....	12
1. Les facteurs modifiables avant l'examen	12
a) <i>Contrôler les demandes d'examen</i>	12
b) <i>Informer</i>	12
c) <i>Savoir substituer un examen</i>	12
d) <i>Optimiser les conditions d'examen</i>	12
e) <i>Définir le volume d'exploration nécessaire</i>	12
2. Les facteurs modifiables pendant l'acquisition.....	12
a) <i>La tension du tube (figure 4)</i>	12
b) <i>L'épaisseur de coupe</i>	13
c) <i>Le champ de vue</i>	13
d) <i>L'intensité (figure 4)</i>	13
e) <i>Le pitch</i>	14
f) <i>Le temps de rotation du tube</i>	14
g) <i>Les filtres</i>	14
h) <i>Les systèmes d'optimisation automatique de dose délivrée et les nouveaux équipements scannographiques</i>	15
3. Les méthodes de reconstruction de l'image	15
E. Les sources d'exposition aux rayonnements ionisants (1,34)	15
1. Les sources naturelles	16
a) <i>L'irradiation cosmique</i>	16
b) <i>L'irradiation liée aux rayonnements du sol</i>	17
c) <i>L'irradiation par incorporation de radionucléides naturels</i>	18
d) <i>L'irradiation liée à l'exposition au radon</i>	18
2. Les sources artificielles.....	18
a) <i>Source médicale</i>	19
b) <i>Source industrielle</i>	20

F. Législation et mesures de radioprotection en imagerie médicale	21
1. Réglementation	21
2. Optimisation	21
3. Limitation.....	21
4. Justification	21
5. Niveau de référence diagnostique	21
Matériels et méthodes.....	23
I. Notre étude.....	23
A. Type d'étude	23
B. Critères d'inclusion et critères d'exclusion	23
C. Méthode de recueil des données.....	24
D. Moyens d'évaluation dosimétrique	24
1. Le PDL moyen par examen	24
2. La dose efficace totale et choix du facteur de conversion	24
3. La dose efficace moyenne par examen	25
4. Le PDL maximal.....	25
E. Calcul du délai de période de suivi par patient.....	25
F. Analyse en trois temps	25
1. Première analyse descriptive : sur les 60 patients les plus exposés (groupe A).....	26
2. Deuxième analyse descriptive : sur l'ensemble de la population exposée (groupe B).....	26
3. Analyse comparative des différents groupes	27
II. Choix du niveau des faibles doses	27
Résultats	28
I. Première analyse : groupe A	28
A. La population	28
B. Le nombre d'examens	29
C. Les données dosimétriques.....	30
D. Analyse exploratoire	32
1. Le nombre d'examens	32
2. Selon le type de scanner utilisé	32
3. Radiologie interventionnelle.....	34
4. La durée de suivi entre le premier et le dernier examen.....	34
II. Deuxième analyse : groupe B	35
A. La population	35
B. Le nombre d'examens	36
C. Les données dosimétriques.....	37
D. Répartition de la population en sous groupes en fonction de la dose.....	38
1. Répartition en 2 sous groupes :	38
2. Répartition en 4 sous groupes :	39
III. Analyse comparative	39
A. Selon le type de scanner	39
B. « fortes doses » vs « faibles doses »	39
1. Selon le délai de suivi	40
2. Selon le PDL moyen	40
3. Selon le nombre d'examens	40
4. Selon le type de scanner	40
C. Groupe A vs le reste de la population.....	41
1. Selon le délai de suivi	41
2. Selon le PDL moyen	41
3. Selon la dose efficace totale	41

4. Selon l'âge et l'IMC	42
Discussion	43
I. Contexte général et réduction de dose.....	43
A. Les moyens d'évaluation dosimétriques en scanner	44
1. Le produit dose longueur	44
2. La dose efficace	45
3. En pratique.....	45
4. Choix du facteur de conversion	49
B. Les causes de la hausse des doses d'irradiation secondaires aux actes médicaux tomodensitométriques	49
1. L'augmentation du nombre de machine en France	49
2. L'augmentation du nombre d'examen tomodensitométriques	50
3. L'importance du matériel.....	51
4. La radiologie interventionnelle sous scanner.....	52
5. L'évolution technologique et les progrès de la médecine	53
6. Le cumul d'examen différents	54
C. Les moyens de réduire les doses d'irradiation secondaire aux actes médicaux tomodensitométriques	54
1. Information médicale et paramédicale	54
a) <i>Information des médecins prescripteurs</i>	54
b) <i>L'information des médecins radiologues</i>	55
c) <i>L'information des manipulateurs</i>	56
d) <i>Les demandes d'examen et communication entre correspondants</i>	56
2. Information des patients.....	57
3. Diminuer le nombre d'examen tomodensitométriques.....	57
4. Diminuer le nombre de phases lors d'un examen.....	57
5. Diminuer la dose reçue lors de chaque phase d'un examen tomodensitométrique	58
a) <i>La tension du tube</i>	58
b) <i>L'épaisseur de coupe</i>	59
c) <i>Le champ de vue</i>	60
d) <i>L'intensité</i>	60
e) <i>Le pitch</i>	60
f) <i>Le temps de rotation du tube</i>	61
g) <i>Les filtres</i>	61
h) <i>Les systèmes d'optimisation automatique de dose délivrée et les nouveaux équipements scannographiques</i>	61
6. Les maintenances et contrôles du matériel	62
II. Les limites de l'étude	63
Conclusion	65
Références bibliographiques	67
Annexes	73
Annexe 1 : Protection des professionnels de santé	73

RESUME

Contexte : Devant l'augmentation massive du nombre d'examens tomodensitométriques et des indications relatives à ce mode d'imagerie, le scanner est ainsi devenu un des principaux facteurs d'irradiation exogène. Sa rapidité d'acquisition grâce au scanner hélicoidal multidétecteur et son accessibilité en font parfois un examen non substituable. Il nous est donc apparu nécessaire de faire un état des lieux des relevés dosimétriques dans notre service afin d'optimiser nos protocoles d'examens et de limiter l'irradiation des patients.

Méthode : Tous les patients ayant bénéficié d'au moins un scanner thoracique, abdomino-pelvien ou thoraco-abdomino-pelvien dans le service d'imagerie digestive du CHRU de Lille de septembre 2011 à mai 2013 ont été inclus rétrospectivement. Des analyses descriptives et comparatives des doses par examen et des doses cumulées ont été réalisées sur les 11222 examens effectués chez 6021 patients. Le recueil de données a été possible grâce au logiciel DAPCARE qui a permis d'obtenir pour chaque patient, l'âge, l'IMC, le nombre d'examen total, le nombre d'examen total par type de scanner, la date du premier et dernier examen, le produit dose longueur (PDL) maximal par examen et le PDL total.

Résultats : 6021 patients ont été inclus. 11222 scanners ont été pris en compte ; le nombre moyen d'examens par patient était proche de 2 avec un nombre maximal d'examens de 18 sur la période de suivi. Le facteur le plus déterminant dans la surirradiation des patients était la multiplication des examens bien qu'il semble que plus les patients bénéficiaient d'examens répétés, plus le PDL moyen par examen tendait à diminuer. Le PDL moyen total par patient était de 3510mGy.cm et le PDL moyen par examen tomodensitométrique était de 1677mGy.cm . 14% de la population a reçu une dose cumulée supérieure au niveau des faibles doses (>100mSv). Les progrès technologiques permettent une réduction de la dose (dose délivrée sur le B40 < iCt).

Conclusion : Devant l'avancée technologique des scanners en imagerie médicale et l'importance de sa place actuelle dans la prise en charge des patients, le respect des indications et l'utilisation la plus limitée possible du scanner constituent une première démarche pour limiter la dose délivrée au patient et l'apparition d'effets indésirables liés aux rayonnements ionisants. Parallèlement il faut continuer à adapter nos paramètres d'acquisition et à inciter les constructeurs à améliorer leurs scanners pour diminuer au maximum la dose.

INTRODUCTION

Depuis la découverte des rayons X par Röntgen en 1895 et l'avènement du scanner dans les années 70, de nombreux progrès technologiques ont été fait et de nouvelles réglementations sont apparues concernant les examens radiologiques utilisant des rayons X. En effet, les examens d'imagerie médicale et notamment tomodensitométriques occupent depuis plusieurs années une place de plus en plus importante dans la prise en charge des patients tant sur le plan diagnostique que sur le plan thérapeutique (1–3). Cette augmentation du nombre d'examens tomodensitométriques a pour conséquence l'augmentation de la dose délivrée aux patients, ce d'autant que l'examen tomodensitométrique est en radiologie l'examen le plus irradiant (en dehors des examens d'imagerie interventionnelle) avec en moyenne une dose délivrée 100 fois supérieure à celle d'une radiographie standard (1,3).

Bien évidemment cette irradiation n'est pas sans conséquences pour les patients. Les études épidémiologiques menées pendant plusieurs dizaines d'années sur des survivants des bombardements d'Hiroshima et Nagasaki (4,5) ont montré avec certitude que le risque de cancers augmente de manière significative chez les personnes ayant reçu une dose de rayonnements ionisants supérieure à 100 mSv (5–8). Par contre en dessous de 100 mSv, les études n'ont pas montrées de façon formelle l'existence d'une relation entre dose de rayonnements et risque de cancers ou d'anomalie génétiquement transmissible (apoptose cellulaire, mécanisme de réparation...). C'est pour cela que le seuil de 100 mSv a été choisi pour définir le domaine des « faibles doses ».

La radiosensibilité n'est pas identique chez tous les patients et elle peut varier selon plusieurs facteurs (l'âge, les organes, le sexe...) C'est chez l'enfant qu'elle est la plus importante et on considère que le risque de cancer radio-induit est 3 fois plus élevé entre la naissance et 10 ans qu'à l'âge adulte (9). A titre d'exemple, aux Etats-Unis on estime selon les sources, que 1,5% à 2% des cancers diagnostiqués pourraient être liés à l'irradiation tomodensitométrique (10).

Les médecins prescripteurs sont globalement peu sensibilisés aux problèmes de doses de rayonnement délivrées par les examens radiologiques et notamment tomodensitométriques, bien que depuis plusieurs années le problème de l'irradiation

médicale revient au premier plan (11). Les données de la littérature nous montre qu'il existe, chez les médecins prescripteurs une mauvaise connaissance des doses délivrées et des risques liés aux faibles doses de rayons X (12).

En France, depuis le décret du 24 mars 2003 (en lien avec la directive européenne 97-43), la loi oblige les professionnels de santé à estimer les doses reçues par les patients (13,14). Ainsi le médecin radiologue a l'obligation de faire figurer dans ses comptes rendus le produit dose longueur délivré au cours de l'examen. Ceci permet effectivement un relatif contrôle des doses délivrées sur un examen, mais ne permet pas d'avoir d'information sur les doses cumulées sur plusieurs examens scanographiques, pouvant être parfois rapprochés et nombreux. C'est pourquoi aujourd'hui, il existe des logiciels de recueil de données dosimétriques permettant d'établir de véritables dossiers dosimétriques avec l'ensemble des paramètres et doses reçues du patient exposé.

Les mesures de radioprotection concernent également les professionnels de santé mais ne seront pas l'objet de ce travail. Un bref rappel de ces mesures est présenté en « annexe 1 ».

I. Les objectifs de ce travail

En radiologie diagnostique et notamment en tomодensitométrie, les principaux effets délétères pour le patient seront secondaires à une succession d'examen dits de « faibles doses » qui lorsqu'ils sont nombreux entraîneront une dose cumulée globale de l'ordre des « fortes doses ». C'est donc pour cela que les mesures de radioprotection sont aujourd'hui revenues au premier plan chez les médecins et chez les constructeurs. Les objectifs de ce travail sont :

- d'établir un état des lieux dosimétrique en évaluant la dose d'irradiation cumulée délivrée par patient sur une large cohorte de patients suivis en scanner sur une durée d'1 an et 9 mois dans le service d'imagerie digestive et endocrinienne du CHRU de Lille.
- De recherche les paramètres pouvant entrainer un excès de dose au sein de notre population ;

- de discuter des différents moyens actuels permettant de diminuer les doses d'irradiation au scanner et leur faisabilité au sein du service, en proposant de nouveaux protocoles et d'établir les facteurs pouvant appuyer d'éventuelles demande de renouvellement de matériel.

II. Rappels

A. Principe généraux du scanner

Le scanner est une modalité d'imagerie médicale nécessitant l'utilisation des rayons X (rayonnement ionisant). L'image obtenue repose sur la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X par des récepteurs après avoir traverser la partie du corps à explorer. Les rayons X vont être produits par un tube à rayons X et vont ainsi être plus ou moins atténués (perte d'énergie) lors de leur traversée de la matière, selon les différentes interactions auxquelles ils vont être soumis. Sur les scanners actuels, le tube et les récepteurs vont effectuer une rotation autour du patient d'où les termes « acquisition spiralée » ou « acquisition hélicoïdale » actuellement utilisés lors des examens (figure 1). Lors de l'acquisition, les détecteurs vont enregistrer différents profils d'atténuation selon l'angle de rotation par rapport à la région explorée (plusieurs centaines de profils sur chaque coupe). Les différents profils d'atténuation ainsi obtenus vont être traités, numérisés puis transformés en une image analogique grâce à des systèmes de calculs complexes (rétroprojections des profils d'atténuation sur une matrice) permettant de déterminer un niveau de densité à chaque pixel de la matrice.

Le contraste de l'image va alors reposer sur les différents niveaux de densité des pixels obtenus qui correspondront chacun à une valeur sur l'échelle de gris (exprimé en unité Hounsfield (UH)).

Par exemple, l'eau aura une densité proche de 0 UH, l'air de -1000UH et le calcium de + 1000UH.



Figure 1 : Représentation schématique d'un scanner et photo d'un scanner de type Philips iCt (15).

B. Les effets des rayons X (16–18)

1. Principe général

Les rayons X vont être responsables de lésions moléculaires et cellulaires. Ces lésions sont secondaires à la transmission d'une partie de l'énergie radiante à la molécule traversée, entraînant une instabilité moléculaire.

Ils vont principalement induire des lésions sur les molécules d'eau et sur l'ADN.

La radiolyse de l'eau va être responsable de la formation de radicaux libres hautement pourvoyeurs de modifications des liaisons chimiques et d'altérations moléculaires (inactivations enzymatiques, dégradations des macromolécules...).

Les lésions induites sur l'ADN sont de différents types : cassure simple brin, cassure double brin, pontages...

2. Les lésions induites par les rayons X sur l'ADN (figure 2)

La plupart des lésions d'ADN radioinduites n'entraînent pas d'expression biologique car les régions atteintes ne sont pas codantes pour la synthèse de protéines et il existe des mécanismes de réparation de l'ADN (excision resynthèse, recombinaison post-réplivative, réparation SOS ou mutagène...). Cependant, dans certains cas, les régions atteintes sont codantes et les mécanismes de réparation peuvent être insuffisants soit parce que les lésions sont trop nombreuses, soit parce

que la réparation est « fautive » (réparation défectueuse). C'est à ce moment la que peuvent apparaître les effets stochastiques.

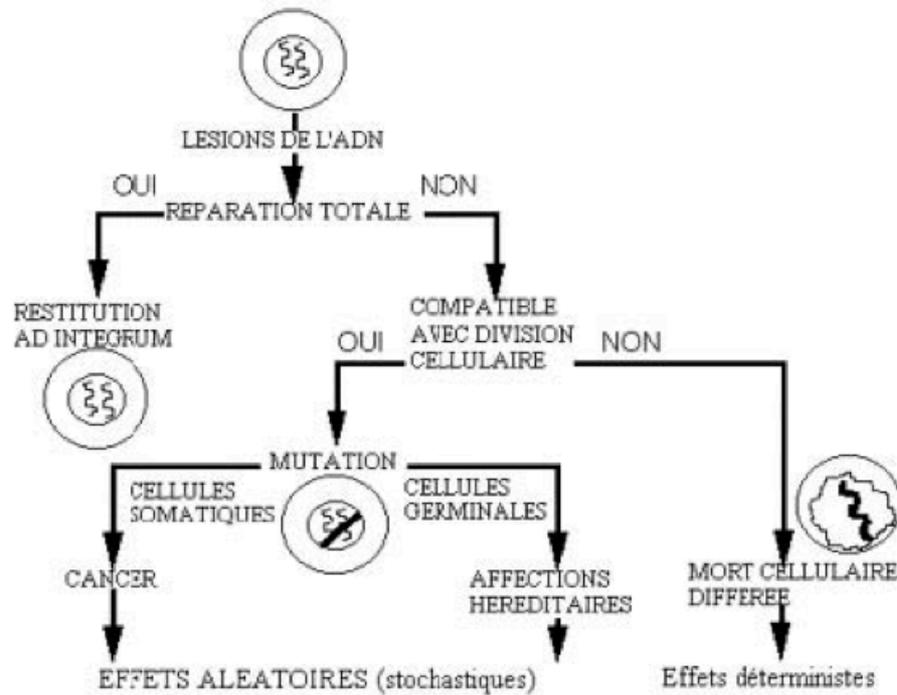


Figure 2 : Arbre explicatif des effets des rayons X sur l'état cellulaire (19).

3. Quels effets pour quelle dose ? (20)

La valeur de 100 mSv a été choisie pour définir schématiquement le domaine des « faibles doses ». Cette valeur a été retenue notamment suite aux études réalisées après les accidents nucléaires d'Hiroshima et Nagasaki (21,22). En effet, dans l'étude « Life Span Study », les auteurs ont prouvés que chez les survivants il existait un sur-risque de cancer radio-induit de 5% et cela toutes doses confondues.

Ils n'ont pas retrouvés d'augmentation du taux de cancer chez les patients ayant reçus une dose inférieure à 100mSv. Au delà de 100mSv, il existait une relation dose-effet linéaire (figure 3).

Ce risque de cancer radio-induit se rajoute au risque de survenue spontanée d'un cancer (environ 25% à 75 ans).

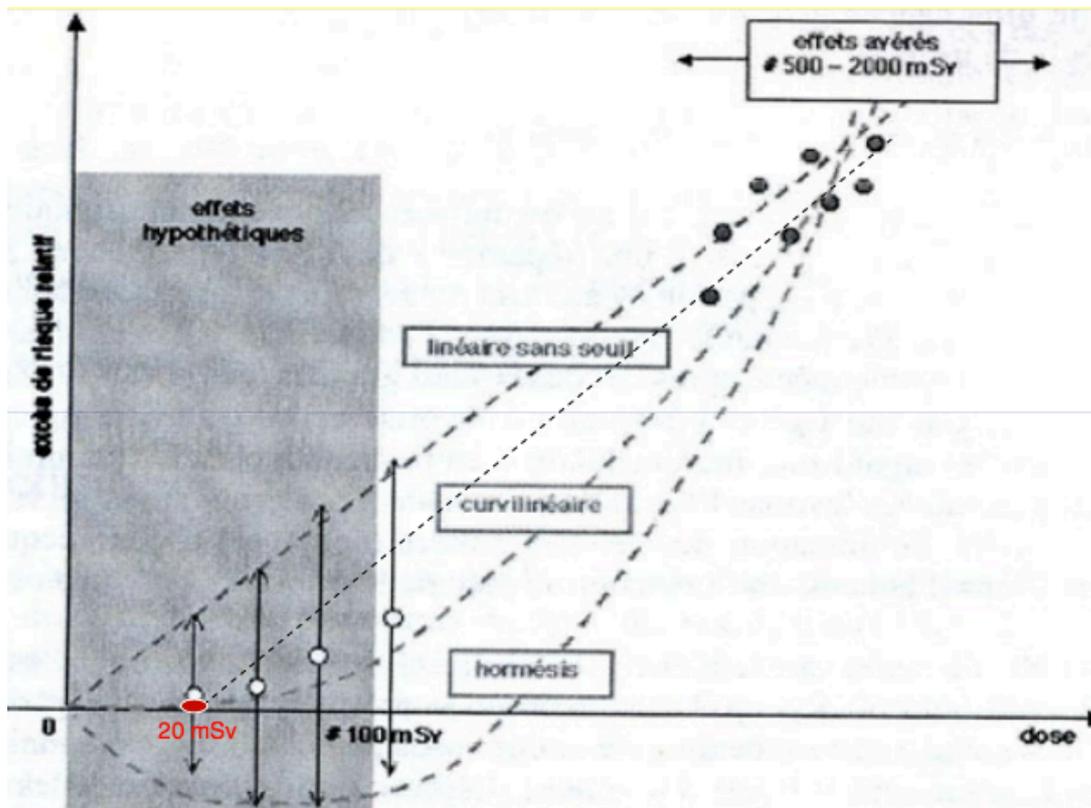


Figure 3 : Représentation graphique de la relation linéaire sans seuil dose-effet pour les faibles doses (23).

On définit deux types d'effet, les effets stochastiques et les effets déterministes.

- Les effets déterministes: un effet déterministe est lié à la dose reçue et apparaît de façon certaine à partir du moment où le seuil limite de rayonnements sur un tissu donné est dépassé. L'importance et la gravité des symptômes augmentent en fonction de la dose reçue. Le seuil est différent d'un tissu à l'autre et sera d'autant plus bas qu'il s'agit d'un tissu dont les cellules se renouvellent rapidement. En dessous de ce seuil, ces effets ne se manifestent donc pas. De manière générale, ces effets sont observés pour des doses supérieures à 1Gy (1 Sv).
- Effets stochastiques: contrairement aux effets déterministes, les effets stochastiques ne sont pas liés à un effet seuil. Ainsi, il n'est pas possible de quantifier une dose pour laquelle ces effets seraient certains

de se manifester, mais leur probabilité d'apparition augmente selon la dose reçue (effet cumulatif). Ces effets sont aléatoires et tardifs (ils peuvent apparaître alors que l'exposition a cessée depuis plusieurs années). Les effets néfastes liés aux doses délivrées en scanner appartiennent aux effets stochastiques et sont principalement les cancers radio-induits et les leucémies. La gravité du cancer n'est pas liée à la dose de rayons X reçue mais au type de cancer et à son stade d'évolution au moment du diagnostic.

4. Quelques exemples

a) Effets déterministes (tableau 1)

Tableau 1 : Tableau descriptif des effets déterministes et de leur seuil d'apparition (24)

Zone anatomique	Effets	Seuil d'apparition
Peau	- Erythème	- 1 Gy à quelques gray
	- Brûlure	- 10 Gy
Testicules	- Stérilité définitive	- 6 à 12 Gy
	- Stérilité transitoire	- 1 à 2 Gy
Ovaires	- Stérilité	- 6 à 12 Gy
Œil	- Cataracte	- 10 Gy
Corps entier	- Baisse du nombre de cellules sanguines par atteinte de la moelle osseuse	- 0.25 Gy à 0.5 Gy
	- Décès dans 50% des cas par atteinte de la moelle osseuse	- 4 à 5 Gy
	- Atteintes digestives (perforations, hémorragies)	- 10 Gy

b) Effets stochastiques

On retiendra essentiellement les leucémies, les mutations génétiques et les cancers.

C. Moyens d'évaluation dosimétrique (25,26)

Les indicateurs dosimétriques:

1. Dose délivrée

Elle est donnée par la formule : $D = kV^2 \times I \times t / d^2$.

Elle n'est pas utilisée en scanner dans le suivi dosimétrique et n'est pas un bon reflet de la dose reçue par le patient. Cependant, elle permet en pratique courante (via sa formule) de connaître facilement les paramètres à modifier pour diminuer l'exposition (l'intensité, le kilovoltage et le temps).

2. La dose absorbée

Elle correspond à la dose d'irradiation absorbée par la matière. Elle s'exprime en Gray (Gy) ou en milligray (mGy). En scanner elle correspond à l'indice de dose scanographique sur une rotation appelé CTDI (computed tomography dose index) rapporté à l'ensemble du volume exploré.

3. Le produit dose longueur

En tomodensitométrie la dose absorbée au cours de l'examen est indiquée par le produit dose-longueur (PDL). Il correspond à la dose absorbée par la matière sur l'ensemble du volume étudié et s'exprime en mGy.cm.

Le PDL est un indicateur directement mesurable en pratique courante.

Depuis 2006 et l'arrêté du 22 septembre, il est obligatoire de faire figurer le PDL dans les comptes-rendus d'examens tomodensitométriques.

4. La dose efficace

La dose efficace (E) n'est pas une grandeur physique mesurable directement. Elle s'exprime en sievert (Sv) ou millisievert (mSv) et représente l'impact sur l'organisme de la dose absorbée par les organes lors de leur exposition à un rayonnement ionisant. Ainsi, la dose efficace de chaque partie du corps ou organe va dépendre de sa radiosensibilité (facteur de pondération tissulaire propre à chaque organe).

Les facteurs de pondérations tissulaires sont régulièrement réévalués et dépendent de la région étudiée. Ils sont répertoriés dans le tableau 2.

Tableau 2 : Facteurs de pondérations tissulaires (9).

Tissu	Wt	Σ_T
Moelle osseuse, côlon, poumons, estomac, sein	0.12	0.72
Vessie, œsophage, foie, thyroïde	0.04	0.16
Surface osseuse, cerveau, glandes salivaires, peau	0.01	0.04
Gonades	0.08	0.08

La dose efficace est la grandeur de choix lorsque l'on veut étudier le risque d'irradiations successives chez un même patient et ce même si les sources des rayonnements ionisants sont différentes.

La dose efficace peut être calculée de façon simplifiée à partir du produit dose longueur en le multipliant par un facteur de conversion qui varie selon la zone anatomique étudiée. Régulièrement ces facteurs de conversion sont remis à jours. La dernière actualisation faites par l'institut de radioprotection et de sûreté nucléaire date de 2007 (publication 103, établie lors de la commission internationale de protection radiologique). La précédente actualisation de ces facteurs de conversion datait de 1991 (publication 60). Ces facteurs de conversion sont calculés à partir de fantômes numériques permettant d'évaluer les doses émises dans les différents champs de rayonnement. L'évolution et les nouvelles valeurs de ces facteurs de conversion sont rapportées dans le tableau 3.

Tableau 3 : Facteurs de conversion au scanner pour calcul de la dose efficace (9).

Zone anatomique	Facteur de conversion CIPR 60	Facteur de conversion CIPR 103
Tête	0.0021	0.0019
Cou	0.0059	0.0052
Tête et cou	0.0031	0.0028
Thorax	0.014	0.015
Pelvis	0.015	0.013
Abdomen et pelvis	0.015	0.014
Thorax, abdomen et pelvis	0.015	0.014

D. Les facteurs modifiables pour réduire la dose en TDM (27–31)

1. Les facteurs modifiables avant l'examen

a) Contrôler les demandes d'examen

Le meilleur moyen de ne pas irradier un patient est de ne pas pratiquer un examen non indiqué.

b) Informer

Informer les médecins prescripteurs, les radiologues et les patients des effets néfastes d'examens tomodensitométriques répétés. Il sera également nécessaire de rappeler l'importance de rédiger des demandes d'examen précises, pour adapter le protocole selon l'indication du scanner.

c) Savoir substituer un examen

Savoir substituer une demande d'examen scanographique par un autre moyen d'imagerie comme l'échographie notamment chez l'enfant.

d) Optimiser les conditions d'examen

Se mettre dans de bonnes conditions lors de l'examen et dès la première acquisition afin d'éviter de répéter les acquisitions (sédation chez l'enfant, contentions chez les patients agités ou confus...).

e) Définir le volume d'exploration nécessaire

2. Les facteurs modifiables pendant l'acquisition

a) La tension du tube (figure 4)

C'est un facteur extrêmement important dans le cadre de la réduction de la dose délivrée au patient. En effet, le passage d'une tension de 120kV à 100 kV permet de réduire la dose d'environ 35%. Plus on diminue la tension aux bornes du tube, plus la pénétration des photons X produits sera faible et plus le rapport

signal/bruit diminue. Lorsque la tension augmente, la résolution en contraste va diminuer (absorption plus homogène des photons).

b) L'épaisseur de coupe

De nos jours, avec les acquisitions hélicoïdales l'épaisseur de coupe lors de l'acquisition va dépendre de 3 éléments :

- De la collimation (largeur du faisceau de rayons X) : elle va être à l'origine du phénomène de pénombre. Pour que les détecteurs situés en périphérie des détecteurs centraux soient exposés à la même quantité de rayons X, la collimation devra être un peu plus large que la couverture du détecteur. Ce phénomène de pénombre ne dépend pas de l'importance de la collimation. Ainsi, plus la collimation primaire sera importante (largeur du faisceau petite) et plus l'importance relative de la pénombre sera grande.
- Du nombre des détecteurs
- De la taille des détecteurs

c) Le champ de vue

Il sera adapté au morphotype du patient. Plus le FOV est étroit et plus le CTDI est élevé. Par exemple, un FOV d'acquisition de 25cm entrainera une dose délivrée de 5 à 10% supérieure qu'un FOV de 50cm à rapport signal/bruit constant (31).

d) L'intensité (figure 4)

La charge globale s'exprime en mAs et correspond au produit de l'intensité du courant par la durée d'application de celui-ci. Elle représente la quantité de photons X émis pour réaliser les images. Une diminution de la charge entraîne une diminution du rapport signal/bruit. Dans la pratique quotidienne, la plupart des constructeurs proposent des protocoles standardisés où la charge est liée au pitch. Ainsi, la diminution de la charge peut être obtenue par une diminution du milliampérage, par une diminution du temps d'acquisition ou par une augmentation du pitch.

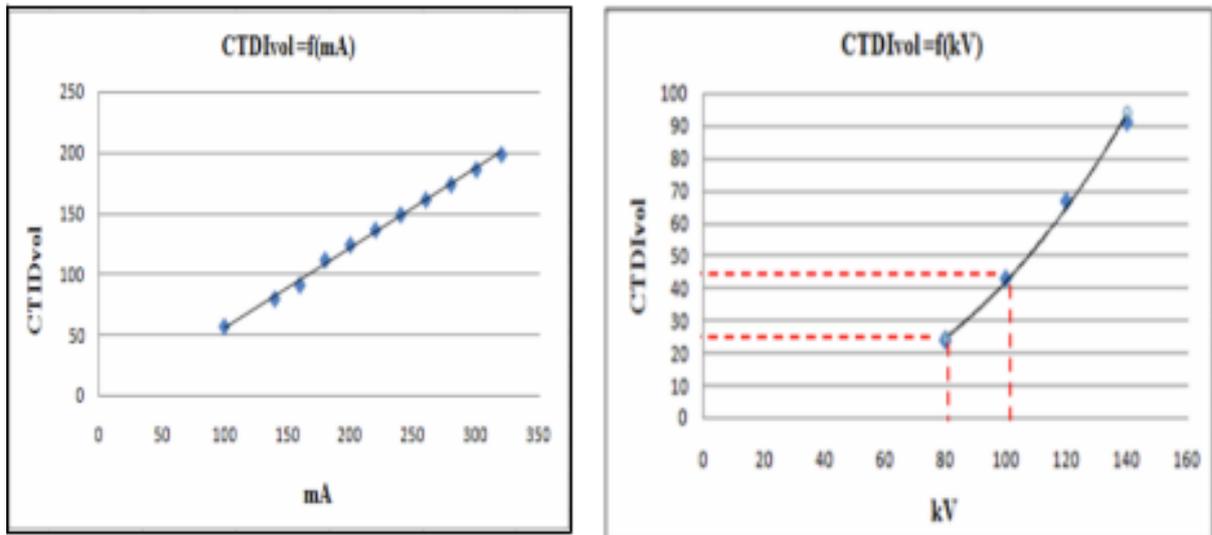


Figure 4 : Représentation graphique de l'influence de l'intensité (mAs) et de la tension (kV) sur la dose en scanner (30)

e) Le pitch

Il correspond à la distance parcourue par une hélice en une rotation. Sa variation entraîne une modification linéaire de la dose : par exemple, une variation du pitch de 1 à 2 divise la dose par deux à mA constant.

Comme précédemment cité, on peut aujourd'hui travailler à mAs constant, c'est à dire que selon le pitch choisi et le temps de rotation, le tube modulera le mA afin que les mAs délivrés sur le volume choisi soient constants (dose d'irradiation délivrée constante). Ainsi, la dose délivrée au patient ne dépend plus du pitch mais uniquement des mAs.

f) Le temps de rotation du tube

Il détermine la résolution temporelle d'un scanner. A titre d'exemple, aujourd'hui le temps de rotation des nouvelles machines peut aller jusqu'à environ 0.30 seconde pour une rotation complète. Cette vitesse accrue est notamment utile pour limiter le flou cinétique (étude des organes mobiles) (32).

g) Les filtres

Ils se situent à la sortie du tube. Ils vont permettre de réduire la dose en filtrant les photons de faible énergie qui ne participe pas à la formation de l'image

(diminution du diffusé), mais une filtration trop importante réduira le contraste de l'image.

h) Les systèmes d'optimisation automatique de dose délivrée et les nouveaux équipements scannographiques

Les nouveaux équipements scannographiques vont permettre de réduire les doses reçues:

- le bouclier RX adaptatif : certains constructeurs ont créé le bouclier à RX permettant une « collimation dynamique » en s'ouvrant et se refermant lors de chaque acquisition limitant ainsi l'excès de dose en début et fin de spirale. Il permet une réduction sur la dose totale d'environ 20% (33).
- les logiciels de modulation de doses: ce sont des logiciels qui, sur la base du topogramme réalisé en début d'examen, vont en comparant le patient à un modèle standardisé moduler la dose en fonction des régions anatomiques traversées.
- les logiciels de sélection automatique du kilovoltage.

3. Les méthodes de reconstruction de l'image

Il s'agit notamment des méthodes de reconstruction itérative. Aujourd'hui, tous les scanners commercialisés utilisent ces procédés qui vont permettre par des mécanismes informatiques et mathématiques complexes de reconstruire des images de qualité satisfaisante tout en limitant le bruit dans l'image et en réduisant la dose délivrée lors de l'acquisition de 40% à 50% (30). Dans notre travail, le scanner le plus ancien (B40) ne disposait pas de cette technologie récente.

E. Les sources d'exposition aux rayonnements ionisants

(1,34)

L'exposition annuelle moyenne de l'homme aux rayonnements ionisants est de 3.7mSv. La radioactivité naturelle compte pour environ 65% de cette exposition (2.4mSv). On peut donc classer l'exposition aux rayonnements ionisants chez l'homme en deux catégories : l'exposition naturelle et l'exposition liées aux sources

artificielles (imagerie médicale notamment...). Quelques exemples sont représentés schématiquement en figure 9.

1. Les sources naturelles

Elles constituent une très faible dose d'irradiation estimée à environ 2.4mSv par personne et par an. Elles dépendent de multiples facteurs et notamment du lieu d'habitation. Les sources naturelles sont de quatre types :

a) L'irradiation cosmique

Elle est secondaire au bombardement du système solaire par de multiples particules de haute énergie ayant une origine galactique (étoiles, soleil...) ou extragalactique. La dose efficace de ces rayonnements est estimée à 0.3mSv par personne et par an. En figure 5, est représentée le niveau de dose efficace individuelle lié à l'irradiation cosmique selon les régions.

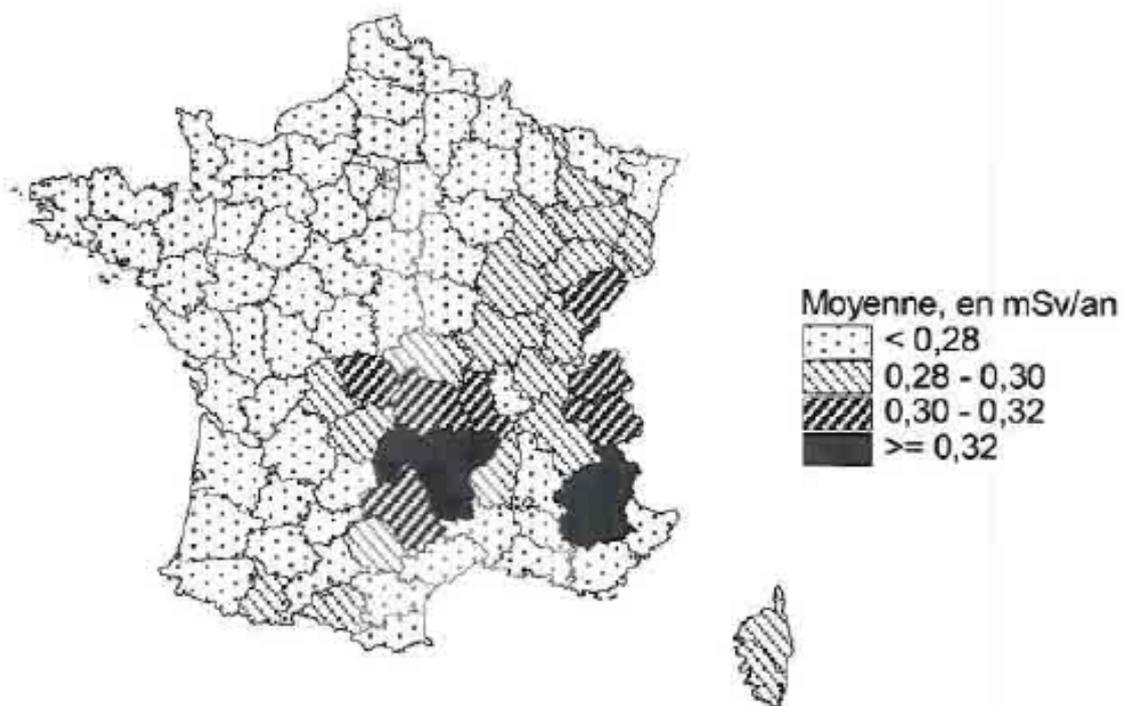


Figure 5 : représentation du niveau de dose efficace individuelle lié à l'irradiation cosmique en France (35).

b) L'irradiation liée aux rayonnements du sol

Naturellement, les radionucléides constituant le sol (tels que l'uranium-238, le thorium-232, potassium 40...) sont responsables d'une irradiation externe. La dose efficace annuelle liée à ces rayonnements est en France d'environ 0.47mSv par personne. En figure 6, est représentée la répartition des niveaux de doses liés aux rayonnements du sol sur le territoire national (A : à l'intérieur des habitations, B : à l'extérieur des habitations).

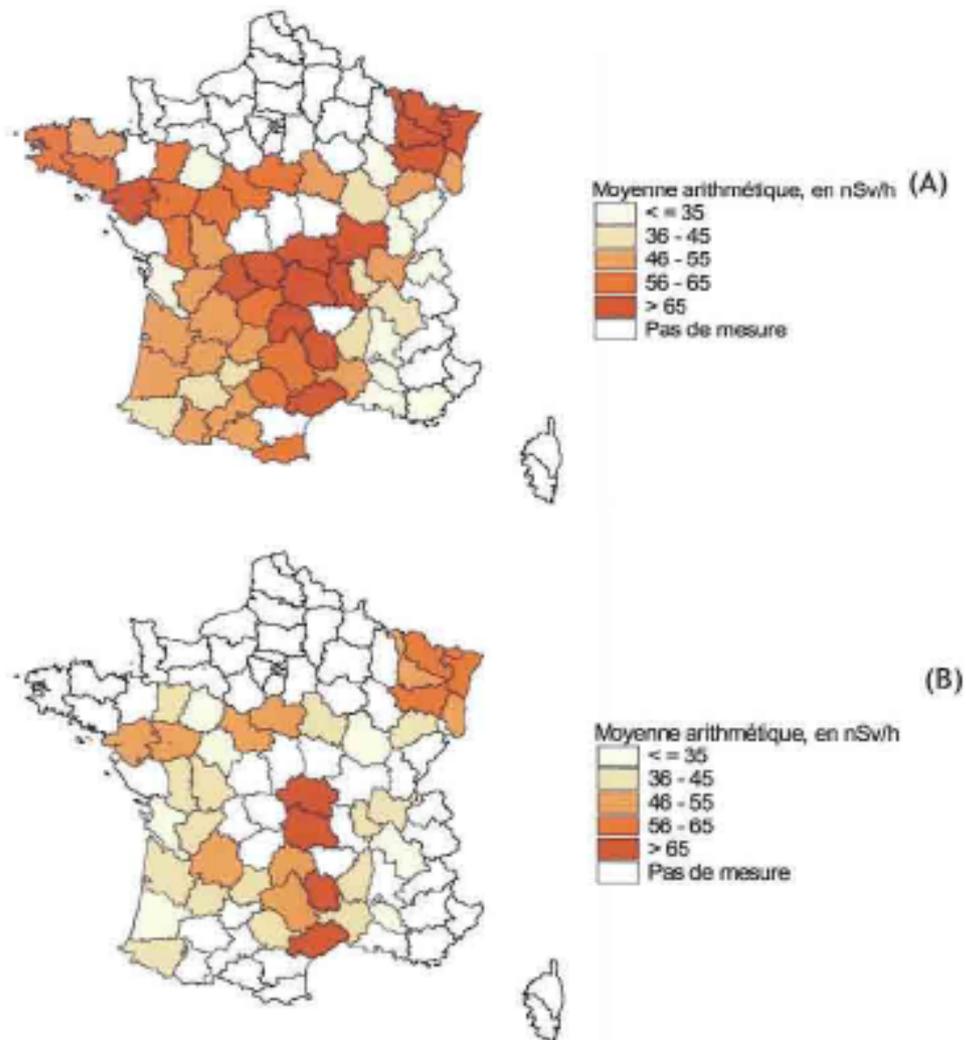


Figure 6 : représentation de la répartition des niveaux de doses liés aux rayonnements du sol en France (35).

c) L'irradiation par incorporation de radionucléides naturels

Ces particules tels que le potassium 40, l'uranium, le thorium, le carbone 14 sont présents dans l'eau et les aliments et sont responsables d'une dose efficace annuelle moyenne de 0.2mSv par personne.

d) L'irradiation liée à l'exposition au radon

Le radon est un gaz émanant du sol. On considère que l'exposition de la population française au radon est de 1.43mSv par an. Elle présente également une variation selon la région d'habitation. En figure 7 est représentée la répartition des niveaux de doses liés au radon en France.

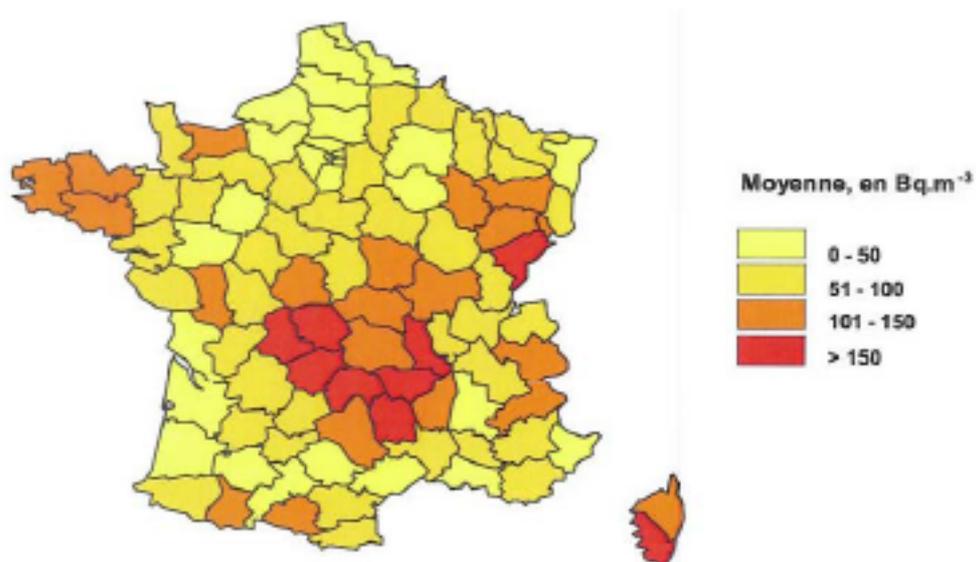


Figure 7 : représentation de la répartition des niveaux de doses liés au radon en France (35).

2. Les sources artificielles

Elles sont représentées par deux types de source : médicale et industrielle. La dose efficace annuelle moyenne par personne est moins importante que celle liée aux sources naturelles (environ 1.3mSv).

a) Source médicale

Elle constitue la source artificielle la plus importante. Elle inclue de nombreux domaines :

- l'imagerie médicale diagnostique et interventionnelle
- la médecine nucléaire (examen ou traitement...)
- les traitements par radiothérapie

Les actes d'imagerie médicale représentent en France la principale source médicale exposant aux rayonnements ionisants (données issues du rapport de l'IRSN) (1) :

- les examens de radiologie conventionnelle représente près de 90% des actes réalisés mais ne « pèsent que » pour 18% de la dose efficace moyenne totale liée aux actes médicaux.
- Les examens tomodensitométriques représentent environ 10.4% des actes médicaux réalisés mais « pèsent » pour environ 71% de la dose efficace totale moyenne liée aux actes médicaux.
- Les examens de radiologie interventionnelle ne représentent que 0.5% des actes médicaux exposants aux rayonnements ionisants mais contribuent pour environ 3.1% de la dose efficace totale.

L'examen tomodensitométrique va donc jouer un rôle majeur dans la surradiation de la population dans les années à venir au vu de l'augmentation du nombre d'examen.

En figure 8, est représentée la part de chaque examen médical dans la dose efficace totale liée aux actes médicaux.

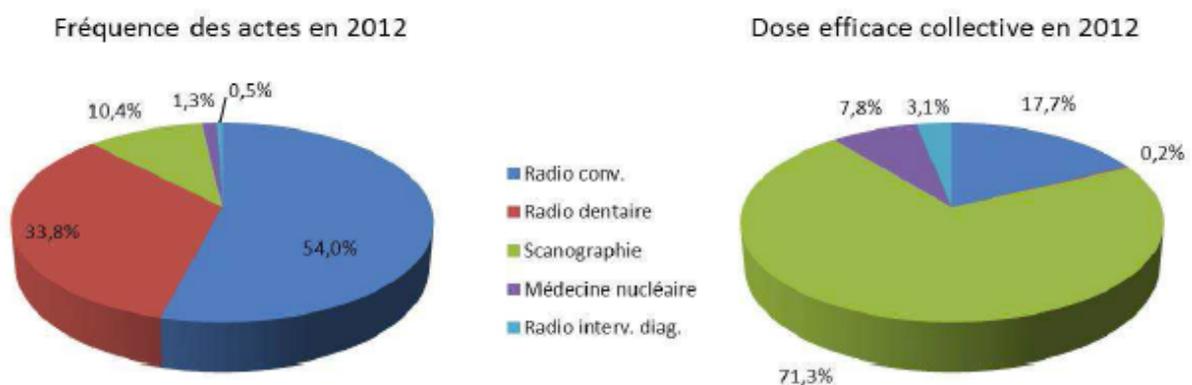


Figure 8 : représentation graphique de la part de chaque type d'examen radiologique dans la dose efficace totale en France (1).

b) Source industrielle

Elle est liée aux rejets de gaz radioactifs par les installations nucléaires, les centres hospitaliers, l'accident de Tchernobyl, les essais nucléaires aériens...

Elle représente une dose d'irradiation annuelle extrêmement faible et estimée à environ 0.030mSv.

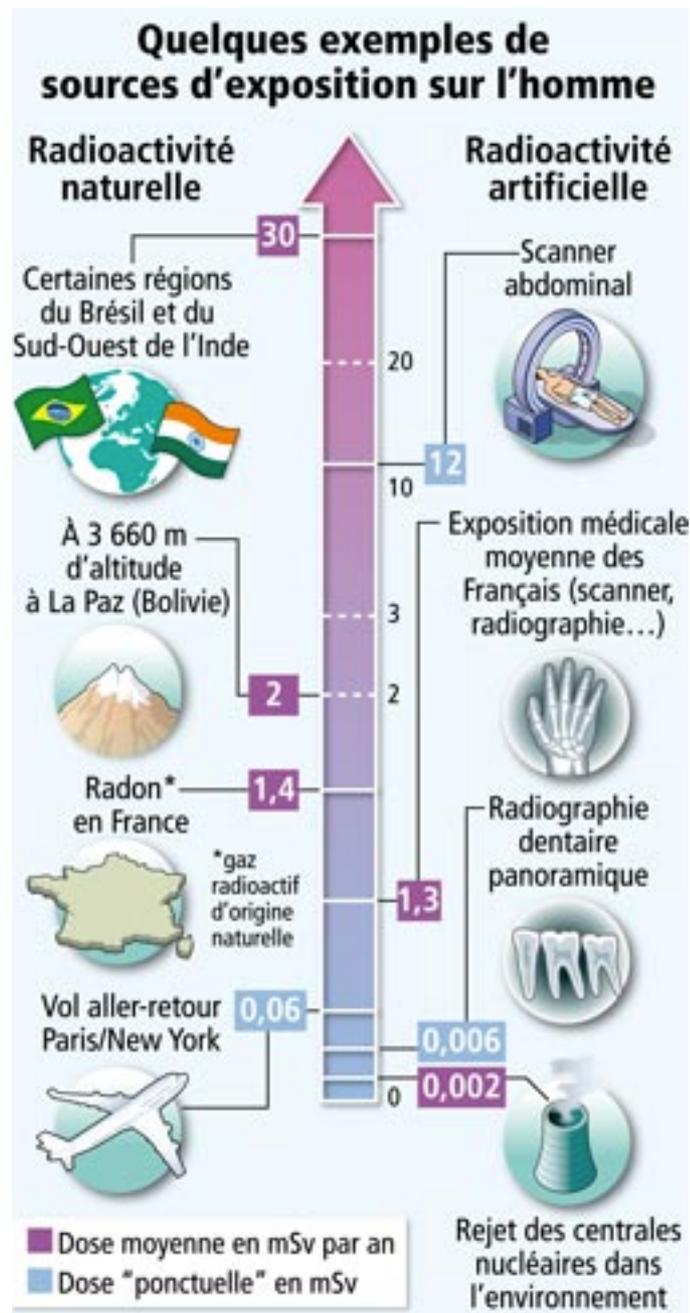


Figure 9 : Quelques exemples de sources d'exposition aux rayonnements ionisants sur l'homme (36).

F. Législation et mesures de radioprotection en imagerie médicale

1. Réglementation

En France, depuis le décret du 24 mars 2003 (en lien avec la directive européenne EURATOM 97-43), la loi oblige les professionnels de santé à estimer les doses reçues par les patients. Cela signifie pour le médecin radiologue l'obligation de faire figurer dans ses comptes rendus le produit dose longueur délivré au cours de l'examen.

2. Optimisation

L'optimisation des protocoles radiologiques passe par le principe d'ALARA (« As Low As Reasonably Achievable ») (37), c'est à dire que le radiologue doit adapter les paramètres d'acquisition de l'examen et donc la dose reçue par le patient selon le morphotype et le diagnostic recherché dans le but de délivrer la dose la plus faible possible sans diminuer la qualité diagnostique de l'examen.

3. Limitation

Les examens d'imagerie médicale utilisant les rayonnements ionisants doivent être limités en nombre pour des demandes précises et justifiées. Dès que cela est possible, il faudra proposer une substitution par un examen moins irradiant que le scanner (radiographie) ou non irradiant tel que l'échographie ou l'IRM comme le recommande le guide du bon usage des examens d'imagerie médicale (38).

4. Justification

Comme le recommande le guide du bon usage des examens d'imagerie médicale et l'article R.1333-56 du code de santé publique, la réalisation d'un examen irradiant doit être justifié. Ainsi, pour chaque demande il faudra estimer la part de bénéfice par rapport au risque à la réalisation de l'examen.

5. Niveau de référence diagnostique

En imagerie diagnostique, il n'y a pas de dose d'irradiation maximale à ne pas dépasser. Les niveaux de références diagnostiques (NRD) permettent de donner un

ordre d'idée au radiologue sur la dose délivrée au patient en se comparant aux doses maximum conseillées pour chaque type d'examen. Ces NRD ne doivent pas être considérés comme des doses à ne jamais dépasser. En effet le radiologue a pour obligation d'obtenir des images de qualités suffisantes pour répondre aux questions posées et apporter un bénéfice à la prise en charge du patient.

MATERIELS ET METHODES

I. Notre étude

A. Type d'étude

Nous avons réalisé une étude rétrospective descriptive et monocentrique, chez des patients ayant bénéficié d'un ou plusieurs examen(s) tomodensitométrique(s) à l'hôpital Claude Huriez au centre hospitalier régional et universitaire de Lille dans le service d'imagerie digestive entre septembre 2011 et mai 2013 (soit plus de 6000 patients).

B. Critères d'inclusion et critères d'exclusion

Tous les patients ayant bénéficié d'un scanner thoracique, abdominal ou abdomino-pelvien dans le service d'imagerie endocrinologique et digestive du CHRU de Lille ont été inclus dans notre travail. Pour être le plus représentatif de l'activité du service et des patients suivis, nous nous sommes intéressés uniquement aux examens thoraciques et abdomino-pelviens car ce sont les examens les plus réalisés chez les patients suivis dans le service d'imagerie digestive. Les autres examens sont réalisés plutôt dans le cadre de l'urgence et de demandes « exceptionnelles » et n'auraient donc pas été représentatifs des doses reçues dans notre population au quotidien.

Les critères d'exclusion étaient donc les suivants :

- scanner cérébral
- scanner des sinus ou du massif facial
- scanner cervical
- coloscanner et coloscopie virtuelle
- scanner cervico-médiastinal

Population étudiée :

Au total 6021 patients ont été inclus avec 1724 femmes et 4297 hommes.

C. Méthode de recueil des données

Le recueil de données a été réalisé à l'aide du logiciel DAPCARE qui permettait de recenser de manière automatique l'ensemble des données dosimétriques pour les patients bénéficiant d'un scanner dans notre service. Le service d'imagerie digestive disposait de deux scanners : un scanner Philips Brilliance 40 et un scanner Philips iCT. Le scanner Philips B40 a été installé en décembre 2004, la vitesse de rotation du tube est de 0.42 seconde, il dispose d'un détecteur de 40 éléments de 1.25mm mais ne possède pas de protocole de modulation de dose ni de système de reconstruction itérative. Le scanner Brilliance iCT installé en 2011, a lui une vitesse de rotation de 0.27 seconde, il possède un foyer flottant qui suivant le protocole utilisé lui permet de produire 256 coupes avec un détecteur de 128 barrettes. Il est équipé d'un système de reconstruction itérative.

Le logiciel DAPCARE archive, calcule et gère les valeurs de dosimétrie du patient permettant ainsi de pouvoir transmettre les résultats au dossier patient ou au PACS mais aussi de pouvoir les utiliser pour des requêtes extérieures en respectant les règles de confidentialité. Ainsi, pour chaque patient on disposait : de l'âge, du poids, de l'IMC, du nombre d'examen total, du nombre d'examen total par scanner (iCT/B40), la date du premier et du dernier examen, le PDL maximal lors d'un examen et de le PDL total.

DAPCare est un outil d'aide à l'optimisation des procédures d'acquisition et accompagne les professionnels de santé dans l'amélioration de leurs bonnes pratiques. L'optimisation de la dose se fait ainsi de manière proactive (39).

D. Moyens d'évaluation dosimétrique

A partir du PDL total et des données, on calculait pour chaque patient :

1. Le PDL moyen par examen

Le PDL moyen par examen était calculé en divisant le PDL total de chaque patient sur la période de suivi par le nombre d'examen total.

2. La dose efficace totale et choix du facteur de conversion

La dose efficace (DE) totale était calculée à partir du PDL total et à l'aide du facteur de conversion de référence défini par la CIPR 103. Le coefficient de

conversion retenu était de 0.015 pour être le plus péjoratif possible en tenant compte du fait que certains patients avaient bénéficié de scanner thoracique seul.

3. La dose efficace moyenne par examen

La dose efficace moyenne par examen était calculée en divisant la DE totale par le nombre d'examen.

4. Le PDL maximal

Le produit dose longueur maximal par examen était relevé pour chaque patient de façon automatique par le logiciel DAPCare et était exprimé en mGy.cm.

E. Calcul du délai de période de suivi par patient

Pour chaque patient inclus, on a calculé le délai de prise en charge qui correspondait au délai entre le premier examen tomodensitométrique pris en compte pendant la période de l'étude et le dernier examen tomodensitométrique répertorié jusqu'à mai 2013. Il a été exprimé en jours.

F. Analyse en trois temps

Pour l'analyse statistiques la saisie des données a été réalisée à l'aide du logiciel Excel de la suite Microsoft Office 2010 et l'analyse de données a été réalisée avec le logiciel R version 3.1.2.

Ainsi, pour l'analyse univariée descriptive :

- les variables quantitatives sont décrites grâce à leurs paramètres de position et de dispersion ainsi qu'un intervalle de confiance à 95 %. Elles sont représentées à l'aide d'un histogramme et/ou d'une boîte à moustache.
- les variables qualitatives sont décrites par l'effectif, le pourcentage et l'intervalle de confiance à 95 % chaque modalité. Un diagramme en barre ou un diagramme circulaire est réalisé en fonction du nombre de modalités.

Pour l'analyse univariée exploratoire :

- l'analyse de l'association des variables qualitative est réalisée par un test de Fisher ou un test du Chi2 lorsque les conditions d'application sont réunies.
- l'analyse de l'association entre une variable binaire et une variable quantitative est réalisée à l'aide d'un test de Wilcoxon ou de Student lorsque les conditions d'application sont réunies.
- l'analyse de l'association entre deux variables quantitatives est réalisée à l'aide d'un test de nullité du coefficient de corrélation après vérification des conditions d'application.

1. Première analyse descriptive : sur les 60 patients les plus exposés (groupe A)

Dans un premier temps, pour des raisons de faisabilité nous nous sommes intéressés aux 1% de patients (soit 60 patients) ayant reçus la dose d'irradiation cumulée la plus importante. Nous avons réalisés une analyse descriptive complète des relevés dosimétriques de ces patients.

Pour ces 60 patients, nous avons recueillis à travers les dossiers cliniques et les compte rendus, en plus des données communes: l'indication du scanner, la présence d'un contexte de chirurgie récente ou de prise en charge en radiologie interventionnelle. Ce groupe de patients a été appelé groupe A par la suite dans les autres analyses.

De plus, pour chaque patient on précisait s'il avait eu ou non une prise en charge chirurgicale ou en radiologie interventionnelle sous scanner.

Au cours de cette analyse, on a ainsi obtenu des données descriptives de la population, des relevés dosimétriques et des données exploratoires.

2. Deuxième analyse descriptive : sur l'ensemble de la population exposée (groupe B)

Dans un deuxième temps nous avons étudiés les relevés dosimétriques de l'ensemble de la population afin d'en réaliser une analyse descriptive complète.

Sur l'ensemble de la population, pour des raisons de faisabilité, nous n'avons pas pu réaliser de recherches précisant les indications des examens tomodensitométriques, les antécédents de chirurgie ou de radiologie interventionnelle.

3. Analyse comparative des différents groupes

Enfin, nous avons pu réaliser des analyses comparatives entre les différents groupes de patients : selon la dose reçue, le type de scanner, le nombre d'examen...

II. Choix du niveau des faibles doses

Dans notre travail nous avons choisi comme niveau seuil la dose de 100mSv comme le recommande l'institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (36) suite aux résultats des différentes études réalisées notamment après les accidents nucléaires de Nagasaki et Hiroshima (21,22,40). Ainsi, il n'a été observé aucune augmentation du taux de cancer pour des doses inférieures à 100mSv chez des adultes alors que pour des doses supérieures à ce seuil, il existait un surrisque significatif suivant une relation dose-effet linéaire (figure 19, page 38).

Cependant, il est difficile d'exclure formellement que les faibles doses ne présentent aucun risque pour les êtres vivants bien qu'aucun effet indésirable n'ait été retrouvé. Pour cela, il faudrait mener des études épidémiologiques complexes et expérimentales. La complexité de ces études est liée au fait qu'il est difficile d'évaluer l'impact respectif des différentes expositions aux rayonnement ionisants puisqu'elles s'ajoutent les unes aux autres.

Enfin, il ne faut pas oublier non plus que de nombreuses pathologies et cancers surviennent tout au long de la vie pour des raisons génétiques ou environnementales n'ayant aucun rapport avec une irradiation (36).

RESULTATS

I. Première analyse : groupe A

A. La population

Cet échantillon était composé de 60 patients soit 47 hommes et 13 femmes.

L'âge moyen des patients était de 59.8ans [IDC 95 : 57.17 ; 62.424] avec un maximum de 81ans et une médiane de 61ans.

L'IMC moyen était de 29.129Kg/m² [IDC 95 : 27.382 ; 30.876] avec un maximum de 50.77 et une médiane de 28.09. Ainsi, on peut considérer qu'en moyenne les patients suivis dans ce groupe étaient globalement dans les limites supérieures du surpoids.

L'indication principale de la réalisation des examens tomodensitométriques était :

- Un suivi de pancréatite aigue chez 12 patients (20% des patients) [IDC 95 : 11.19 ; 32.7] dont :

- o 6 compliquées de collections
- o 6 non compliquées de collection

- Un suivi oncologique pour 38 patients (63% des patients) [IDC 95 : 49.85 ; 75.11] dont :

- o 11 carcinomes hépato cellulaires
- o 15 suivi de métastases d'adénocarcinome colique
- o 1 tumeur surrenalienne
- o 5 néoplasies du pancréas
- o 1 néoplasie ovarienne
- o 1 tumeur de l'œsophage
- o 1 tumeur de verge
- o 1 cholangiocarcinome
- o 1 tumeur urothéliale

- Un suivi de chirurgie bariatrique pour 4 patients [IDC 95 : 1.85 ; 16.2]
- dont :
- o 2 sleeve gastrectomy
 - o 2 gastric by pass
- Un suivi après greffe hépatique pour 4 patients [IDC 95 : 1.85 ; 16.2]
 - Un suivi de cirrhose hépatique pour 1 patient [IDC 95 : 0.04 ; 8.94]
 - Un suivi de cholécystite aigue pour 1 patient [IDC 95 : 0.04 ; 8.94]

L'ensemble de ces données est représenté dans le tableau 4.

Tableau 4 : Tableau récapitulatif des principales indications aux examens tomodensitométriques des patients les plus irradiés.

Indication	Effectif	Pourcentage	IDC à 95%
Pancréatite aigue	12	20	[11.19 – 32.7]
Oncologie	38	63	[49.85 – 75.11]
Chirurgie bariatrique	4	7	[1.85 – 16.2]
Greffe hépatique	4	7	[1.85 – 16.2]
Suivi de cirrhose	1	2	[0.04 – 8.94]
Vésicule	1	2	[0.04 – 8.94]
Total	60	100	

Une chirurgie récente était retrouvée pour 42 patients (70%) [IDC 95 : 56.63 ; 80.8] alors que 18 patients n'avaient pas eu de chirurgie récente [IDC 95 : 19.2 ; 43.37].

Une prise en charge en radiologie interventionnelle était retrouvée chez 10 patients (17%) [IDC 95 : 8.7 ; 28.98] alors que 50 patients [IDC 95 : 71.02 ; 91.3] n'ont pas bénéficiés de cette modalité de prise en charge (83%).

B. Le nombre d'examens

Au total, 530 examens tomodensitométriques ont été réalisés sur la période de suivi chez ce groupe de patient. Le nombre moyen d'examen par patient était de 8.8 scanners [IDC 95 : 7.89 ; 9.776] avec un maximum de 18 scanners et une médiane de 8.

Le nombre d'examen moyen par patient sur le scanner B40 était de 6.1 scanners [IDC 95 : 5.202 ; 7.164] avec un maximum de 18 et une médiane de 5.5.

Le nombre d'examen moyen par patient sur le iCT était de 2.6 [IDC 95 : 2.027 ; 3.273] avec un maximum de 9 et une médiane de 2.

Le délai moyen entre le premier et le dernier examen pris en compte lors de la période de suivi était de 322.883jours [IDC 95 : 276.266 ; 369.501] avec un maximum de 601 et une médiane de 325.

C. Les données dosimétriques

Le PDL total moyen par patient sur la période de suivi était de 22405.6mGy.cm [IDC 95 : 20831.757 ; 23979.61] avec un maximum de 49549 et une médiane de 20609.5. Les groupes de valeurs moyennes de PDL sont représentés dans la figure 10.

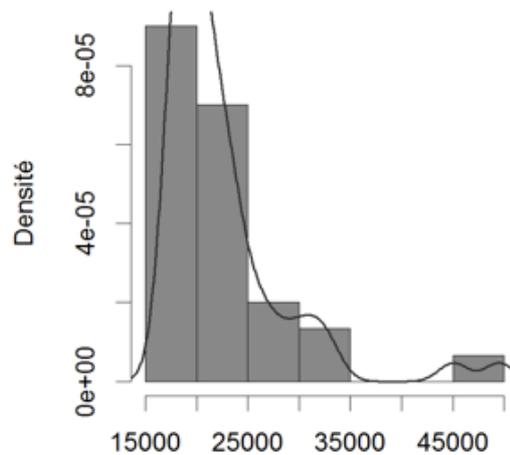


Figure 10 : représentation graphique des valeurs moyennes du PDL dans la population le groupe de patients les plus irradiés.

Le PDL maximal moyen par examen était de 4513.967mGy.cm [IDC 95 : 4057.14 ; 4970.793] avec un maximum de 13594 et une médiane de 4219.

La dose efficace moyenne sur la durée de l'étude perçue par le patient était de 336.087mSv [IDC 95 : 312.478 ; 359.697] avec un maximum de 743.24 et une médiane de 262.62.

Le PDL moyen par examen était de 2600.228mGy.cm [IDC 95 : 2379.469 ; 2820.987] avec un maximum à 5209.5 et une médiane à 2579.755. La dose efficace moyenne par examen était de 39mSv [IDC 95 : 35.692 ; 42.315].

L'ensemble des données de l'analyse descriptive de cet échantillon de la population est résumé dans les tableaux 5 et 6.

Tableau 5 : Résultats de l'analyse descriptive de la population et des relevés dosimétriques

Données descriptives	Moyenne	IDC 95%	Min	Max
Age (années)	59.8	57.17 ; 62.42	36	81
IMC (Kg/m ²)	29.129	27.38 ; 30.87	18.3	50.8
Nombre d'examens	8.8	7.89 ; 9.77	1	18
• Sur B40	6.1	5.20 ; 7.16	1	18
• Sur iCt	2.6	2.02 ; 3.27	0	9
PDL total (mGy.cm)	22405.6	20831 ; 23979	17508	49549
PDL maximal par examen (mGy.cm)	4513.9	4057.1 ; 4970.8	2106	13594
PDL par examen (mGy.cm)	2600.2	2379.5 ; 2820.7	1191	5209.5
Dose efficace totale (mSv)	336.1	312.5 ; 359.7	262.6	743.2
Dose efficace par examen (mSv)	39	35.7 ; 42.3	17.9	78.1
Delai entre premier et dernier TDM (jours)	322.9	276.3 ; 369.5	29	601

Tableau 6 : Suite des résultats de l'analyse descriptive de la population.

Données descriptives	Effectif global	Pourcentage de l'effectif	IDC 95%
Nombre de patient (n)	60	100	//
Indication			
• Onologie	38	63	49.8 ; 75.1
• Pancréatite	12	20	11.2 ; 32.7
• Chirurgie bariatrique	4	7	1.85 ; 16.2
• Suivi de greffe hépatique	4	7	1.85 ; 16.2
• Suivi de cirrhose	1	2	0.04 ; 8.94
• Suivi de cholécystite	1	2	0.04 ; 8.94
Chirurgie récente			
• Oui	42	70	56.6 ; 80.8
• Non	18	30	19.2 ; 43.4
Acte de RI			
• Oui	10	17	8.7 ; 28.98
• Non	50	83	71.02 ; 91.3

D. Analyse exploratoire

Les résultats de l'analyse univariée exploratoire sur cet échantillon de 60 patients ont permis de retrouver une association significative entre le niveau de dose d'irradiation et certaines variables :

1. Le nombre d'examens

De manière assez logique, plus le nombre d'examen total était important, plus le produit dose longueur total était important (figure 11). Notre analyse retrouvée cette association significative un coefficient de corrélation de 0.343 avec $p=0.007$ (selon le test de la nullité du coefficient de corrélation).

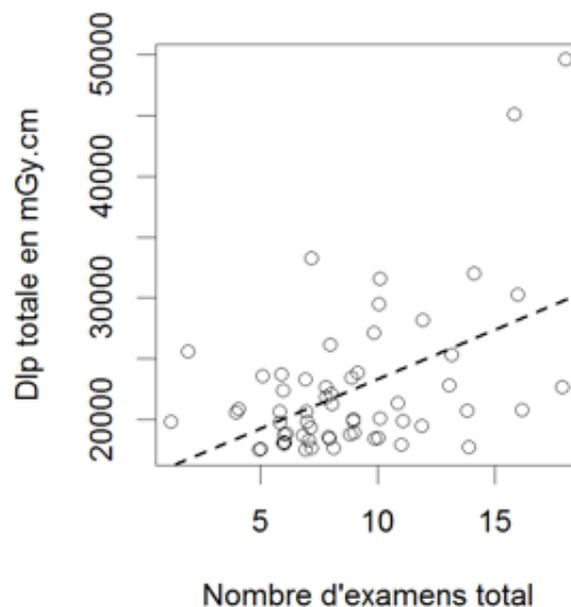


Figure 11 : représentation graphique de la variation du nombre d'examen selon le PDL.

2. Selon le type de scanner utilisé

Comme décrit ci dessus, le service disposait de deux machines : un scanner philips iCt (modèle plus récent) et un scanner philips B40 (plus ancien). Plus le nombre d'examens réalisés sur le scanner B40 était important, plus la DLP totale moyenne était importante (figure 12). Notre analyse retrouvée une association significative avec un coefficient de corrélation de 0.407 avec un $p=0.00125$.

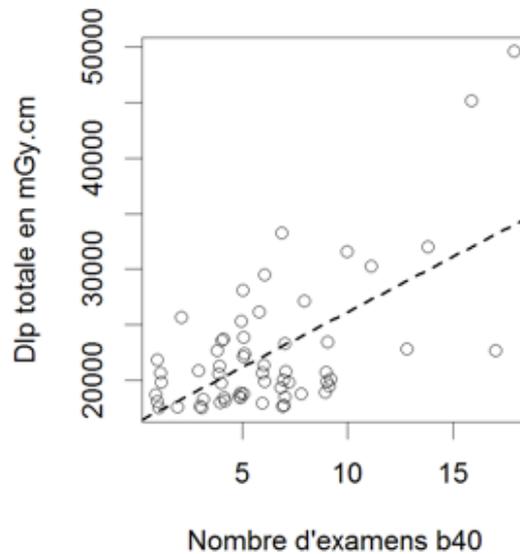


Figure 12 : représentation graphique de la variation de la DLP totale selon le nombre d'examen réalisé sur le scanner B40.

A l'inverse, plus le nombre d'examen réalisé sur le scanner iCT était important plus le PDL total moyen tendait à diminuer (figure 13). L'analyse retrouvée cette association significative avec un coefficient de corrélation de -0.263 avec $p=0.0421$ (selon le test de la nullité du coefficient de corrélation).

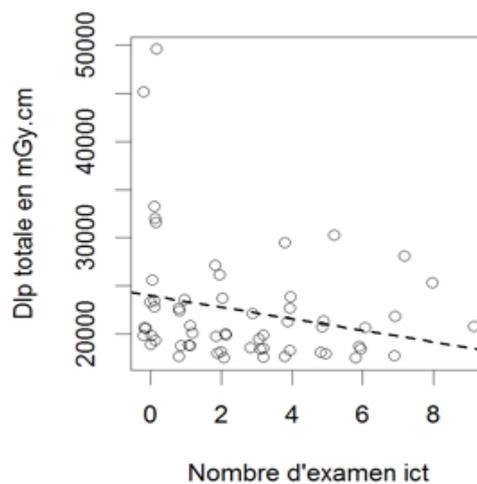


Figure 13 : représentation graphique de la variation de la DLP totale selon le nombre d'examen réalisé sur le scanner iCt.

3. Radiologie interventionnelle

Dans ce groupe de 60 patients, 10 ont eu au cours de leur prise en charge un acte de radiologie interventionnelle sous scanner (drainage, biopsie...). Les patients ayant bénéficiés d'une prise en charge par radiologie interventionnelle au cours de la période de suivi avaient une dose totale significativement plus importante avec un produit dose longueur total moyen de 26575.7mGy.cm contre 21571.7mGy.cm dans le groupe sans radiologie interventionnelle avec $p=0.03$ selon le test non paramétrique de Wilcoxon. Les résultats concernant l'analyse sur la radiologie interventionnelle sont représentés dans le tableau 7.

Tableau 7 : Résultats de l'analyse exploratoire sur le PDL moyen total entre le groupe avec radiologie interventionnelle et le groupe sans radiologie interventionnelle.

Radiologie interventionnelle	Oui	Non	
Modalités			
Effectif	n=10	n=50	
PDL Moyen	26575	21571	
Médiane	23112	19959	$p=0.03$
Minimum	17683	17508	
Maximum	45088	49549	

4. La durée de suivi entre le premier et le dernier examen

Plus la période de suivi était importante plus le produit dose longueur moyen par examen tendait à diminuer (figure 14) avec un coefficient de corrélation de -0.283 avec $p=0.029$ (test de la nullité du coefficient de corrélation).

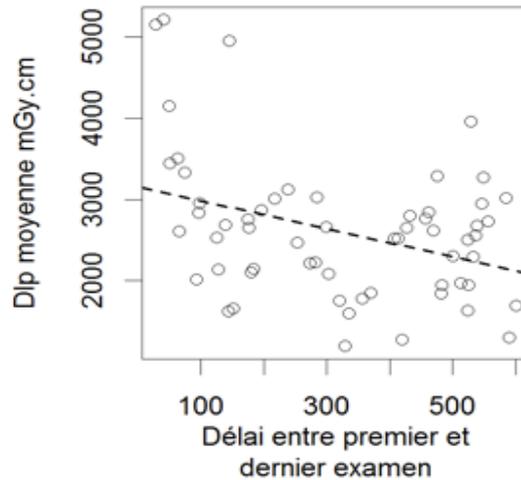


Figure 14 : représentation graphique de la variation du PDL moyen par examen selon la durée de suivi.

Les résultats de l'analyse univariée exploratoire sur l'échantillon de 60 patients n'ont par contre pas retrouvé d'association significative entre la dose et les variables suivantes :

- l'âge
- l'IMC
- l'antécédent de chirurgie récente
- l'indication de réalisation du scanner

II. Deuxième analyse : groupe B

Dans un deuxième temps nous nous sommes intéressés à l'ensemble de la population incluse soit sur les 6021 patient.

A. La population

Au total 6021 patients ont été inclus avec 1724 femmes et 4297 hommes.

L'âge moyen des patients était de 58.8ans [IDC 95 : 58.402 ; 59.21] avec un âge maximal de 104ans et une médiane de 60ans.

L'IMC moyen était de 29.49kg/m² [IDC 95 : 27.247 ; 31.733].

B. Le nombre d'examens

Sur la période de suivi, le nombre total d'examens tomodensitométriques réalisés était de 11222. Le nombre moyen d'examen par patient était de 1.86 [IDC 95 : 1.823 ; 1.904] avec un maximum de 18 et une médiane de 1. Presque 65% de la population n'a eu qu'un examen tomodensitométrique et 80% de la population a eu 1 ou 2 examens tomodensitométriques au cours de la période de l'étude. Les effectifs sont indiqués dans le tableau ci dessous (tableau 8).

Le délai moyen entre le premier et le dernier examen pris en compte par patient était estimé à 90.5jours [IDC 95 : 86.71 ; 94.348] avec un maximum de 620 jours et une médiane de 0 jour.

Tableau 8 : Répartition des effectifs de patients selon le nombre de scanner(s)

Nombre d'examen	Effectif	Pourcentage	IDC à 95%
1	3784	63	[61.61 – 64.07]
2	1016	17	[15.94 – 17.85]
3	505	8	[7.71 – 9.12]
4	308	5	[4.58 – 5.71]
5	167	3	[2.38 – 3.23]
6	93	2	[1.26 – 1.9]
7	58	1	[0.74 – 1.25]
8	44	1	[0.54 – 0.99]
9	15	0	[0.14 – 0.42]
10	12	0	[0.11 – 0.36]
11	7	0	[0.05 – 0.25]
12	2	0	[0 – 0.12]
13	2	0	[0 – 0.12]
14	3	0	[0.01 – 0.15]
16	3	0	[0.01 – 0.15]
18	2	0	[0 – 0.12]

Le nombre d'examen moyen sur le scanner B40 était de 1.57 [IDC 95 : 1.53 ; 1.608] avec un maximum de 18 et une médiane de 1. Le nombre d'examen moyen sur le scanner iCT était de 1.46 [IDC 95 : 1.433 ; 1.494] avec un maximum de 9 et une médiane de 1.

Le délai moyen entre le premier et le dernier examen pris en compte par patient était estimé à 90.5jours [IDC 95 : 86.71 ; 94.348] avec un maximum de 620 jours et une médiane de 1 jour. La représentation graphique de la densité de population en fonction du délai de suivi est représenté en figure 15.

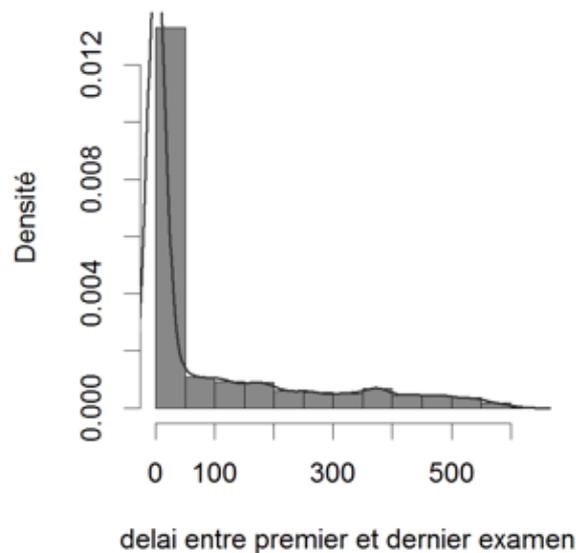


Figure 15 : représentation graphique de la densité de population selon de délai de suivi entre le premier et le dernier examen.

C. Les données dosimétriques

Le PDL total moyen par patient était de 3510mGy.cm [IDC 95 : 3418.878 ; 3602.575] avec un maximum de 49549mGy.cm et une médiane de 2330mGy.cm.

Le PDL maximal moyen pour un examen était de 1968.067mGy.cm [IDC 95 : 1940.028 ; 1996.106] pour un maximum de 13594mGy.cm et une médiane de 1916mGy.cm.

Le PDL moyen par examen était de 1677.7mGy.cm [IDC 95 : 1655.1 ; 1700.3] avec un maximum à 7225 et une médiane à 1607.

La dose efficace moyenne totale était de 52.66mSv [IDC 95 : 51.283 ; 54.039] avec un maximum de 743.235mSv et une médiane de 34.95mSv.

La dose efficace moyenne par examen était de 25.2mSv [IDC 95 : 24.8 ; 25.5] avec un maximum de 108.4mSv et une médiane de 24.105.

L'ensemble des résultats de l'analyse descriptive sur l'ensemble de la population est représenté dans le tableau ci dessous (tableau 9)

Tableau 9 : Tableau récapitulatif des données descriptives de l'ensemble de la population.

Données descriptives	Moyenne	IDC 95%	Min	Max
Age (années)	59.8	57.17 ; 62.42	36	81
IMC (Kg/m ²)	29.49	27.2 ; 31.7	12.3	80
Nombre d'examens	1.86	1.82 ; 1.90	1	18
• Sur B40	1.57	1.53 ; 1.60	1	18
• Sur iCt	1.46	1.43 ; 1.49	1	9
PDL total (mGy.cm)	3510	3418.9 ; 3602.6	154	49549
PDL maximal par examen (mGy.cm)	1968.1	1940 ; 1996.1	154	13594
PDL par examen (mGy.cm)	1677.7	1655.1 ; 1700.3	154	7225
Dose efficace totale (mSv)	52.7	51.3 ; 54.04	2.6	743.2
Dose efficace par examen (mSv)	25.2	24.8 ; 25.5	2.6	108.4
Delai entre premier et dernier TDM (jours)	90.5	86.7 ; 94.3	0	620

D. Répartition de la population en sous groupes en fonction de la dose.

A partir des résultats de l'étude descriptive portant sur l'ensemble de la population, on a pu la répartir en 2 ou 4 sous groupes de population en fonction de la dose efficace totale reçue qui nous ont permis ensuite de réaliser une analyse comparative de ces sous groupes :

1. Répartition en 2 sous groupes :

- Groupe 1 (fortes doses) : > 100mSv : 833 patients soit 14% de la population
- Groupe 2 (faibles doses) : < 100mSv : 5188 patients soit 86% de la population

Tableau 10 : Répartition en deux sous groupes de la population selon la dose efficace.

Sous groupes de la population	Dose	effectif	Pourcentage	IDC 95%
Groupe 1	> 100mSv	833	14	12.98 ; 14.74
Groupe 2	< 100mSv	5188	86	85.26 ; 87.02

2. Répartition en 4 sous groupes :

La répartition en 4 sous groupes a été faite de la façon suivante :

- Groupe 1 : > 200mSv : 154 patients soit 3% de la population
- Groupe 2 : 100 -200mSv : 679 patients soit 11% de la population
- Groupe 3 : 50 – 100mSv : 1242 patients soit 21% de la population
- Groupe 4 : < 50mSv : 3946 patients soit 65% de la population

III. Analyse comparative

A. Selon le type de scanner

Pour comparer le niveau de dose reçue par les patients selon le type de scanner, nous avons analysés exclusivement les PDL des patients ayant eu 1 examen tomodensitométrique soient 3784 patients. Selon que l'examen avait été fait sur le B40 ou le iCt, deux groupes de patients ont ainsi été créés: le groupe B40 (n=1896) et le groupe iCt (n=1888). Les résultats de l'étude comparative entre ces deux groupes ont mis en évidence une différence significative sur le produit dose longueur moyen par examen ($p < 0.0001$ selon le test de student) avec une dose moyenne de 1260.4mGy.cm pour le groupe iCt et de 1918mGy.cm pour le groupe B40. Ces résultats sont résumés dans le tableau 11.

Tableau 11 : Tableau récapitulatif de la variation du PDL moyen par examen selon le type de scanner.

Sous groupes de la population	Dose moyenne	effectif	Min	Max
Groupe B40	1918mGy.cm	1896	154mGy.cm	7225mGy.cm
Groupe iCt	1260mGy.cm	1888	194mGy.cm	5857mGy.cm

B. « fortes doses » vs « faibles doses »

Rappelons que le groupe forte dose comprenait l'ensemble des patients ayant une dose efficace totale supérieure ou égale à 100mSv soient 833 patients et le groupe faible dose, l'ensemble des patients ayant une dose efficace totale inférieure à 100mSv soient 5188. L'ensemble des résultats de l'analyse comparative entre les deux groupes figure dans le tableau 12.

1. Selon le délai de suivi

Lors de l'analyse comparative, on retrouvait un délai de suivi (durée entre premier examen et dernier examen sur la période de suivi) significativement plus important chez les patients du groupe « fortes doses » (moyenne de 289jours) que chez les patients du groupe « faibles doses » (moyenne 58jours) avec $p=0$.

2. Selon le PDL moyen

Lors de l'analyse comparative, on retrouvait un produit dose longueur (PDL) moyen par examen significativement plus important chez les patients du groupe « fortes doses » (moyenne de 2279mGy.cm, médiane de 2143mGy.cm, minimum de 681mGy.cm et maximum de 7225mGy.cm) que chez les patients du groupe faibles doses (moyenne 1581mGy.cm, médiane de 1488mGy.cm, minimum de 154mGy.cm et maximum de 5884mGy.cm) avec $p<0.0001$.

3. Selon le nombre d'examens

Lors de l'analyse comparative, on retrouvait un nombre d'examen total significativement plus important chez les patients du groupe « fortes doses » (moyenne de 4.6examens, médiane de 4, minimum de 1 et maximum de 18) que chez les patients du groupe « faibles doses » (moyenne de 1.4examen, médiane de 1 examen, minimum de 1 et maximum de 9) avec $p=0$.

4. Selon le type de scanner

L'analyse comparative retrouvait un nombre de scanner significativement plus important tant sur le B40 que sur le iCt chez le groupe de patient « fortes doses ».

Tableau 12 : Tableau récapitulatif de l'analyse comparative entre le groupe « faibles doses » et le groupe « fortes doses ».

Groupes	Fortes doses	Faibles doses	
Modalités			
Effectif	n=833	n=5188	
PDL moyen (mGy.cm)	2279.8	1581	p<0.0001
Dose efficace moyenne totale (mSv)	160.8	35.3	p=0
Délai de suivi (jours)	289.1	58.6	p=0
Nombre d'examens	4.6	1.4	p=0
Nombre d'examens sur B40	2.9	1.2	p<0.0001
Nombre d'examens sur iCt	2.4	1.25	p<0.0001

C. Groupe A vs le reste de la population

L'ensemble des résultats de l'analyse comparative entre les deux groupes figure dans le tableau 13.

1. Selon le délai de suivi

Lors de l'analyse comparative, on retrouvait un délai de suivi (durée entre premier examen et dernier examen sur la période de suivi) significativement plus important chez les patients du groupe A (moyenne de 322jours) que chez le reste des patients (moyenne 88jours) avec p<0.001.

2. Selon le PDL moyen

Lors de l'analyse comparative, on retrouvait un PDL moyen par examen significativement plus important chez les patients du groupe A (moyenne de 2600mGy.cm) que chez le reste des patients (moyenne 1668mGy.cm) avec p<0.001.

3. Selon la dose efficace totale

Lors de l'analyse comparative, on retrouvait une dose efficace totale moyenne significativement plus importante chez les patients du groupe A (moyenne de 336mSv) que chez le reste des patients (moyenne 49.8mSv) avec p<0.001.

4. Selon l'âge et l'IMC

Lors de l'analyse comparative, on ne retrouvait pas de différence significative entre les deux groupes (groupe A et le reste de la population) sur l'âge et l'IMC.

Tableau 13 : Tableau récapitulatif de l'analyse comparative entre le groupe A et le reste de la population.

Groupes	Groupe A	Reste de la population	
Modalités			
Effectif (n)	60	5961	
PDL moyen (mGy.cm)	2600	1668	p<0.0001
Dose efficace moyenne totale (mSv)	336	49.8	p=0
Délai de suivi (jours)	322	88	P<0.0001

DISCUSSION

I. Contexte général et réduction de dose

L'irradiation humaine est plurifactorielle : exposition aux différentes sources ionisantes naturelles et aux sources « artificielles » avec notamment et principalement l'exposition ionisante secondaire aux actes médicaux. L'exposition médicale regroupe les actes de radiologie diagnostique et interventionnelle et de médecine nucléaire. Notre travail concernait les doses reçues par des patients ayant bénéficié d'examen(s) tomodensitométrique(s) et nous discuterons donc à partir de notre pratique quotidienne l'impact des évolutions technologiques et les moyens d'optimiser la réalisation des bilans scanographiques.

Les effets indésirables des rayonnements ionisants sur le corps humain sont maintenant bien connus et dépendent inévitablement du niveau de dose reçue par le patient. Ainsi, il a été défini le seuil de 100mSv pour le niveau supérieur des faibles doses. Au dessus de ce seuil, on considère qu'il existe un risque significatif d'effet néfaste pour le corps humain. Ces effets sont de deux types : déterministes ou stochastiques. Les premiers ne sont généralement pas concernés par les examens tomodensitométriques car les doses délivrées sont insuffisantes pour engendrer ces effets indésirables sauf en cas de problème technique (mauvaise calibration, erreur d'acquisition...). En revanche les effets stochastiques sont potentiellement observables après la réalisation d'un ou plusieurs examens tomodensitométriques.

Jusqu'à ce jour, il n'existe que peu d'études descriptives sur les relevés dosimétriques de doses cumulées en scanner dans une large cohorte de patients adultes. En 2015, Corinne Daly et al. ont publié une étude sur le suivi de jeunes patients adultes ayant survécu à un cancer en analysant la dose cumulée reçue pendant une période de suivi de 15 ans maximum après traitement. La dose cumulée moyenne était de 26.3mSv par patient, et environ 15% des patients ont recus une dose supérieure à 100mSv (41). Aussi, toujours en 2015, Leuraud et al. publiaient une étude sur le risque de leucémie et de lymphome chez des travailleurs

exposés de manière prolongés aux faibles doses de rayonnement ionisants. Ils montraient que chez des patients ayant une exposition moyenne cumulée de 16mGy (au niveau des cellules de la moelle osseuse rouge) il existait une relation significative entre le risque de décès par leucémie (3% des patients décédés) et l'exposition aux rayonnements ionisants avec un risque relatif de 2.96 par Gy (42). En 2005, Cardis et al. avaient également montrés dans leur étude qu'il existait un excès de risque de cancer et de leucémie chez les travailleurs exposés de façon prolongée aux faibles doses avec un risque relatif de 0.97 par Sv pour les cancers et de 1.93 par Sv pour les leucémies (43).

De nombreuses études récentes retrouvées dans la littérature sur les doses cumulées concernent des patients pédiatriques (44,45). Celles-ci mettent en avant l'importance encore plus grande de réduire les doses chez l'enfant notamment avant l'âge de 10 ans ou il faut privilégier d'autres modalités d'examen (échographie, IRM, radiographie standard...). La limite de dose est plus inférieure chez l'enfant et retenue à 50mSv. Ces doses sont rarement dépassées mais devant l'augmentation du nombres d'indications et d'examens, des efforts sur la réduction de dose s'imposent. Celle-ci passe notamment par : l'usage réfléchi du scanner, la limitation du nombre d'examen, la réalisation d'examen Low Dose selon le protocole ALARA, l'utilité du scanner double source notamment en imagerie thoracique.

Le lancement lors du RSNA 2010 de la campagne de la réduction de dose IMAGE WISELY (image à bon escient) et la parution dans le même temps du rapport de la FDA sur la surradiation lors d'examens tomodensitométriques montrent clairement que la réduction de dose en scanner est un des principaux sujet d'actualité pour cette modalité (46).

A. Les moyens d'évaluation dosimétriques en scanner

Il existe de nombreux indicateurs dosimétriques en radiologie. Les deux principaux indicateurs utilisés en scanner sont le produit dose longueur (PDL ou DLP) et la dose efficace.

1. Le produit dose longueur

Le produit dose-longueur (PDL) est exprimé en mGy.cm. Il est le paramètre préconisé pour l'évaluation de la dose délivrée au patient car il est directement

corrélé aux paramètres d'exposition et facilement mesurable. Ceci explique qu'il ait été retenu pour figurer obligatoirement dans le compte rendu de tout examen tomodensitométrie.

2. La dose efficace

Elle s'exprime en sievert (Sv) ou millisievert (mSv). Cet indicateur n'est pas mesurable directement car elle dépend de plusieurs éléments : la dose absorbée (et donc du PDL), la radiosensibilité de chaque organe étudié (dont va dépendre le facteur de pondération tissulaire) et du type de rayonnement utilisé (dont va dépendre le facteur de pondération du rayonnement). Elle représente l'impact de la dose absorbée en matière de risque pour l'organisme exposé.

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. 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.

3. En pratique...

Le recueil de dose après un examen tomodensitométrie est obligatoire depuis l'arrêté du 22 septembre 2006 et le radiologue doit la faire figurer dans le compte rendu sous la forme du PDL (en mGy.cm). Plusieurs logiciels existent pour faire le recueil des doses successives recues par patient sur une période de temps et ainsi pouvoir permettre une analyse des doses cumulées. Dans notre travail nous avons utilisé le logiciel DAPCARE (Dose Archiving and Communication System – DACS) et nous avons ainsi pu définir plusieurs groupes de patients selon le niveau de leur dose cumulée. Les patients appartenant au groupe « forte dose » (>100mSv) et les patient appartenant au groupe « faible dose » (<100mSv) :

- > 200mSv : 154 patients soit 3% de la population
- < 100 -200mSv : 679 patients soit 11% de la population

- < 50 – 100mSv : 1242 patients soit 21% de la population
- < 50mSv : 3946 patients soit 66% de la population

Ainsi l'analyse des doses cumulées en scanner sur notre cohorte de patients nous montre que 14% des patients inclus ont reçus une dose cumulée supérieure à 100mSv définit comme le seuil des faibles doses avec une dose cumulée maximale atteignant 743mSv et donc avec un risque non négligeable d'effet stochastique. Certes dans notre première analyse, la plupart des patients de la population étaient suivis pour des pathologies « graves » comme des cancers, une cirrhose ou des pancréatites aiguës et donc avec une espérance de vie qui pouvait être considérée comme potentiellement réduite. Cette notion mérite d'être prise en compte dans notre raisonnement mais ne doit pas engendrer de modification dans notre volonté quotidienne de réduction de dose ce d'autant qu'avec les progrès constants de la médecine, la durée de vie des patients tend à être de plus en plus longue. A l'inverse, certains patients bénéficiaient d'examens successifs pour des suites de chirurgies bariatriques par exemple et donc étaient potentiellement jeunes (âge compris entre 39 ans et 61 ans) avec une espérance de vie potentiellement plus longue qui les expose à long terme aux effets néfastes des rayons X de type stochastique.

Sur l'ensemble de la population, la dose efficace moyenne par examen était de 25.2mSv soit une DLP aux alentours de 1677mGy.cm. Ainsi, on peut considérer dans notre travail qu'à partir de 4 examens, on franchit le niveau des faibles doses (100mSv).

Nos résultats ne concordent que partiellement avec les résultats de C. Daly et al. En effet ils ont retrouvé dans leur travail une fréquence de patients au dessus des faibles doses équivalente à la notre (15% vs 14%), mais sur une période de temps plus longue (10 ans) (41). Ceci est probablement lié à la répétition trop rapprochée des examens dans notre population.

La réduction de la dose ne doit pas altérer (ou le moins possible) la qualité de l'image et donc la valeur diagnostique d'un examen (protocole ALARA). Ce travail constant visant à protéger le patient devra se faire en partenariat entre les équipes médicales (prescripteurs, radiologues, PCR et manipulateurs), les physiciens et les constructeurs. Ainsi la réduction de la dose pourrait être optimisée par la création d'équipe impliquée au sein d'un même service intégrant une personne compétente en radioprotection (PCR), des manipulateurs et des radiologues. Celle-ci permettra

de créer une motivation supplémentaire, une équipe sensibilisée, une acquisition de réflexes dosimétriques, une stimulation des initiatives d'amélioration et une communication interactive. Cette équipe pourra être en collaboration proche avec les ingénieurs d'application (réunions régulières avec réactualisation des connaissances techniques, adaptation des paramètres, appropriation du logiciel comme un outil de travail nécessaire, analyse des alertes, constitution d'une base de donnée individuelle et collective...) et ainsi elle permettrait (47):

- une standardisation et une homogénéisation des protocoles d'exams
- une traçabilité et un niveau de sécurité meilleurs pour le patient

Le radiologue pourra une fois son examen terminé évaluer le niveau de dose émise au patient en la comparant aux niveaux de référence diagnostique établi par l'IRSN (institut de radioprotection et de sureté nucléaire) et dont la représentation graphique est illustrée dans les figures 16 et 17.

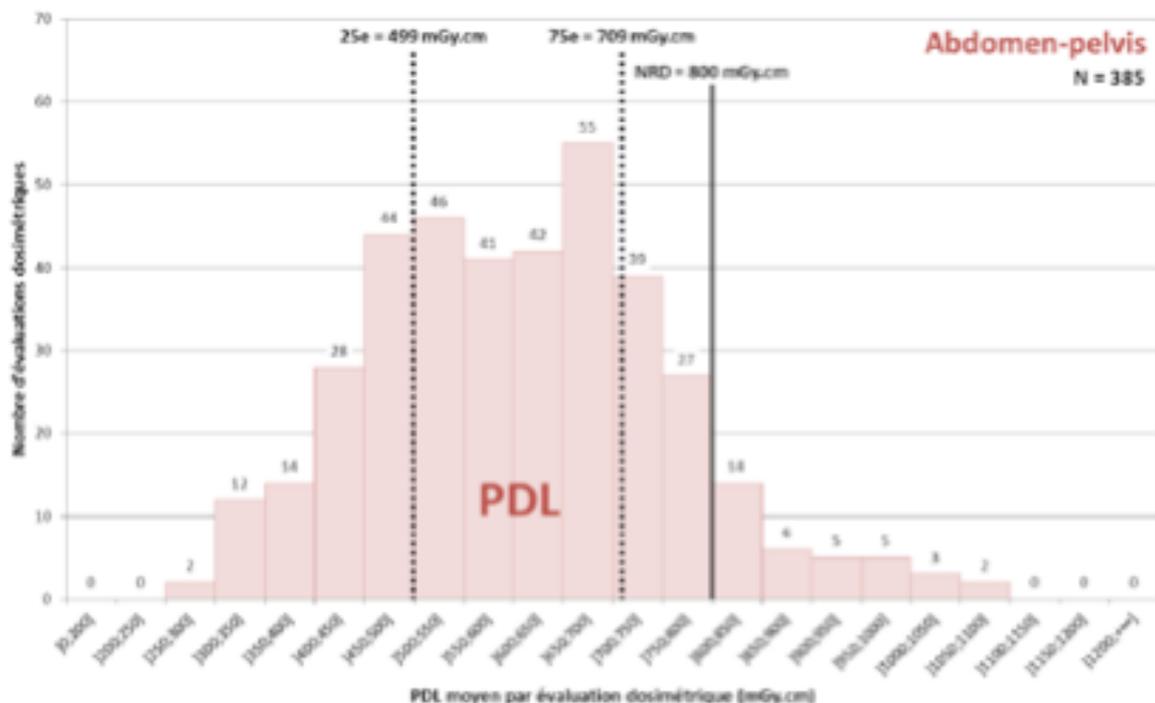


Figure 16 : Représentation graphique des NRD en imagerie abdomino-pelvienne chez l'adulte (48)

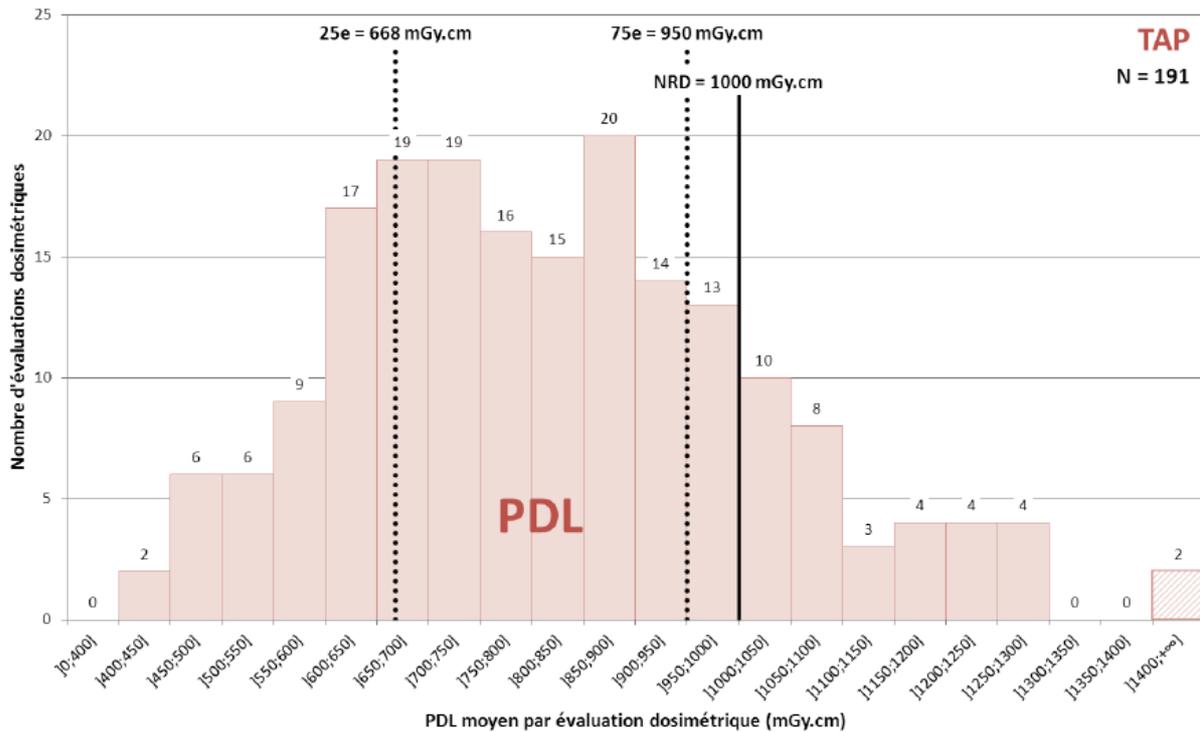


Figure 17 : Représentation graphique des NRD en imagerie thoraco-abdomino-pelvienne chez l'adulte (48).

Dans notre travail en étant le moins péjoratif possible, c'est à dire en considérant que pour chaque examen on a réalisé un scanner abdomino pelvien avec 4 phases d'acquisition (sans injection de produit de contraste, temps artériel, veineux et tardif) et en tenant compte du niveau de référence en vigueur (800mGy.cm soit 3200mGy.cm de DLP totale pour l'ensemble de l'examen), ce niveau serait dépassé pour 690 patients soit 11.5% des patients. Ce résultat représente une proportion non négligeable de patient surtout qu'il est probablement minoré étant donné que l'ensemble des examens réalisés ne comportaient probablement pas 4 phases (certains comportaient sûrement 2 ou 3 phases). Cependant, la grande majorité des patients inclus dans notre travail étaient suivis pour une pathologie abdominale et il est à noter que le scanner abdomino-pelvien est l'un des examens tomodensitométriques les plus irradiant après le scanner cérébral.

Lors de l'examen l'équipe médicale pourra être alertée d'un niveau de dose prévu trop élevé (« alerte-dose »). En effet cette alerte sera déclenchée dès que le produit dose longueur totale prédit sera supérieur au seuil autorisé pour le protocole

correspondant et elle sera envoyée aux personnes compétentes en radioprotection et physicien qui valideront ou non cette alerte. Chaque alerte sera archivée dans une base de données. Le manipulateur sera informé de cette alerte sur l'écran de la console et devra dans un premier temps l'analyser en s'assurant qu'il n'y a pas une erreur permettant de l'expliquer (description incomplète de l'intitulé de l'examen, erreur de protocole...) et y apporter éventuellement un commentaire « justifiant » l'importance de la dose (patient obèse, contexte de réanimation, problème d'injection...). (47).

4. Choix du facteur de conversion

Notre choix de 0.015 comme facteur de conversion plutôt que 0.014 (établi comme référence pour les examens tomodensitométriques abdomino-pelviens) est discutable mais s'explique par le fait qu'une faible partie des patients ont bénéficiés d'examens tomodensitométriques thoraciques seuls probablement dans le cadre de bilan d'extension néoplasique ou de complication lors d'hospitalisation dans les services de chirurgie digestive, gastro-entérologie... Certes, il s'agit d'une faible partie des patients mais nous avons choisi ce facteur de conversion pour être le plus péjoratif possible dans nos résultats bien qu'entre 0.014 et 0.015 la variation des résultats aurait été faible. Ainsi, la dose efficace maximale qui était de 743mSv aurait alors été de 694mSv et 784 patients auraient dépassés le niveau des faibles doses contre 833 dans notre travail. Le choix du facteur de conversion, ne modifie pas en soit le fond des résultats « préoccupants » de notre travail et le raisonnement de fond devant amener à réduire les expositions répétées aux rayonnements ionisants à faibles doses.

B. Les causes de la hausse des doses d'irradiation secondaires aux actes médicaux tomodensitométriques

1. L'augmentation du nombre de machines en France

L'irradiation humaine liée aux examens tomodensitométriques augmente chaque année en raison de la multiplication des demandes d'examens et du nombre croissant de machines. La représentation graphique du nombre d'installations scanographiques en France est illustrée en figure 18.

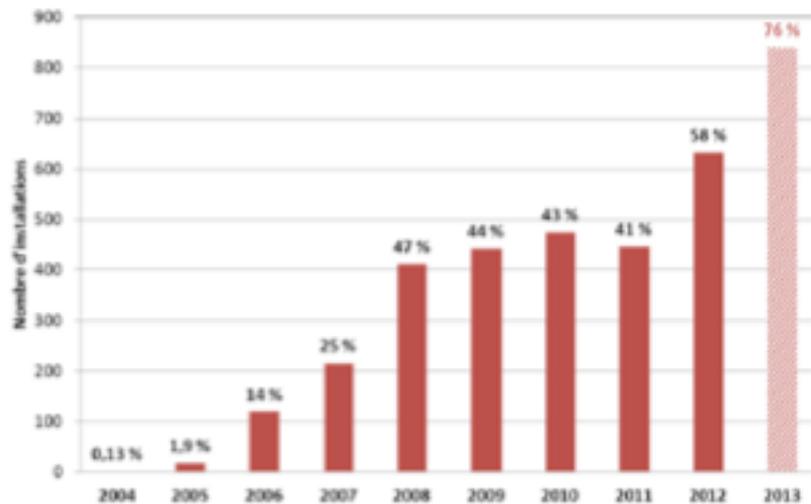


Figure 18 : Représentation graphique de l'évolution du nombre d'installations de scanner en France de 2004 à 2013 (48).

2. L'augmentation du nombre d'examens tomodensitométriques

Le nombre total d'examens tomodensitométriques augmente également chaque année et dans tous les domaines ceci pouvant être lié à plusieurs facteurs comme l'élargissement des indications, une évolution des pratiques et des mentalités (patients plus exigeants, nécessité de réaliser des examens dans le but de se « protéger », augmentation du nombre de consultations avec des équipes médicales parfois dépassées au détriment de l'examen clinique et du bon usage des examens tomodensitométriques, augmentation du nombre de procédure pénale...).

Pour mémoire, la part de l'imagerie abdominale sur le marché du scanner atteint presque 22% des examens tomodensitométriques réalisés (figure 19), il est donc important de s'attacher à la réduction des doses ce d'autant que le scanner abdominal est un des examen tomodensitométrique les plus irradiant après le scanner cérébral.



Figure 19 : Représentation graphique des parts de doses d'irradiation de chaque spécialité d'organe sur la dose totale d'irradiation en France (48)

Dans notre travail, on retrouve logiquement une association significative entre la dose et le nombre d'examen. En effet dans chaque analyse, plus le nombre d'examen total est important, plus la dose totale cumulée est élevée. Ainsi lorsque l'on a comparé le groupe « faibles doses » et le groupe « fortes doses », le nombre moyen de scanners par patient était en moyenne quatre fois plus élevé chez les patients du groupe « fortes doses ». Le nombre moyen d'examen dans le groupe de 60 patients était de 9 examens sur la durée de l'étude avec une durée moyenne d'étude de 322 jours soit une moyenne d'un scanner tous les 35 jours (quasiment 1 scanner par mois). Le premier moyen de réduction de dose est donc de diminuer le nombre d'examen et de simplifier les protocoles.

3. L'importance du matériel

Une deuxième cause de surirradiation est celle liée au matériel. En effet on retrouve dans notre travail des doses d'irradiation significativement plus importantes pour les patients ayant eu un examen sur le scanner Phillips Brilliance 40 par rapport aux patients ayant eu un scanner sur le phillips iCT (plus récent). Les techniques de développement des matériaux permettent actuellement de réduire significativement les doses d'irradiation à la fois pendant l'acquisition mais aussi après grâce aux logiciels de reconstructions. La réflexion doit donc se faire au moment de l'achat d'un scanner et en fonction des activités principales du service (spécificité de certaines machines), puis après pour chaque examen il faudra toujours trouver le bon compromis entre le niveau de dose le plus faible possible et la qualité d'image la meilleure possible (éviter les examens sous diagnostics) en respectant le principe dit

d'ALARA (As Low As Reasonable Achievable). Ce compromis sera trouver en modifiant au mieux les paramètres d'acquisition.

Le radiologue prendra également en compte dans sa réflexion les paramètres de reconstructions mis à sa disposition pour l'interprétation des examens qui lui permettront de réduire les doses en amont :

- Le fenêtrage.
- L'épaisseur des coupes reconstruites
- La reconstruction itérative
- La reconstructions multiplanaires : Frontales, sagittales, obliques.
- La reconstructions 3D : Surfaiques, volumiques, MIP, mIP.
- Les logiciels : de détection, volumétrie ou autres quantifications.

Dans notre travail on disposait de deux scanners philips : le B40 et le iCt installé respectivement en 2004 et 2011.

Dans notre travail, on retrouvait logiquement que chez les patients du groupe « fortes doses » le nombre d'examen par patient sur le scanner B40 était plus important que sur le iCt. Aussi, chez les patients ayant eu un seul scanner, la DLP totale était significativement plus importante chez les patients ayant passé leur scanner sur le B40 que sur le iCt. Ceci montre bien l'importance du choix des machines, de leur renouvellement et des progrès techniques continus des constructeurs visant à réduire les doses émises.

Depuis 2015, le scanner Philips B40 à été remplacé par un nouveau scanner Toshiba Aquilion One qui permettra une réduction des doses reçues puisqu'il bénéficie notamment d'un système de reconstruction itérative.

4. La radiologie interventionnelle sous scanner

Notre travail a mis en évidence une augmentation significative de la dose totale délivrée au patient lorsque les patients avaient bénéficié au cours de leur prise en charge d'une intervention en radiologie interventionnelle. Notre travail n'a cependant pas permis de démontrer exactement la cause de cette surirradiation. En effet, celle-ci peut être liée à plusieurs explications : les patients ayant bénéficié d'un acte de radiologie inteventionnelle ont eu en moyenne un peu plus d'examens (9,9 vs 9), leur pathologie était plus « grave » et nécessité plus de phases d'acquisition ou le fait d'avoir eu un acte de radiologie interventionnelle entraînait une augmentation à lui

seule de la dose totale. Seule une étude prospective permettrait de d'établir un lien de cause à effet de la radiologie interventionnelle comme facteur de risque de surirradiation.

5. L'évolution technologique et les progrès de la médecine

De nombreux progrès technologiques réalisés par les constructeurs permettent aujourd'hui une réduction significative de la dose reçue par rapport aux premières générations de scanner (49). Ceci à un effet bénéfique quant à l'irradiation des patients. Cependant, les performances des scanners en termes d'accessibilité, diagnostique et de rapidité contrebalancent les progrès technologiques puisqu'ils entraînent de réels changements dans les pratiques médicales : augmentation du nombre d'examen et des indications (50,51). En effet aujourd'hui de nombreux examens de radiologie conventionnelle sont substitués par des examens tomodensitométriques de première intention comme par exemple dans la prise en charge de l'abdomen aigu ou l'ASP à été complètement remplacé par le scanner abdomino-pelvien (52). Ceci, au contraire, participe à l'augmentation de la dose d'irradiation médicale de la population. Nous pourrions notamment citer l'exemple de la colique néphrétique aiguë qui est aujourd'hui dans la grande majorité des cas diagnostiquée par le scanner et non plus par le couple ASP/échographie (53–55). Dans cet exemple, il s'agit pourtant de patients souvent jeunes et d'une pathologie la plupart du temps récidivante (multiplication des consultations et donc des examens).

De plus, l'évolution de la médecine et les progrès quotidiens dans les prises en charges médicales et chirurgicales amplifient ce phénomène (diagnostics à poser de plus en plus précis, besoin des prescripteurs d'obtenir un diagnostic « imagé » pour adapter leur prise en charge, chirurgies de plus en plus nombreuses avec des indications élargies, une espérance de vie plus longue des patients soignés...).

Enfin, il semble également utile de préciser que l'évolution de la société et des mentalités autour de la médecine participe aussi à cette surirradiation. En effet, les patients sont de plus en plus demandeurs, de plus en plus procéduriers vis à vis des médecins et des prises en charges et participent plus activement à leur prise en charge (notamment par l'accès à des informations extérieures comme internet). Ceci renforce les pressions sur les médecins prescripteurs et

rend plus difficile la gestion des malades, ce qui est probablement responsable en partie du nombre croissant d'examens tomodensitométriques depuis plusieurs années (50).

6. Le cumul d'examens différents

Devant les progrès de la médecine nucléaire diagnostique et de l'élargissement des indications « extra-cancérologiques » des examens de médecine nucléaire, de plus en plus de patients vont bénéficier d'examens couplés (TDM-TEPscanner, TDM-Scintigraphie...). Dans le domaine oncologique ou extra oncologique, les deux spécialités sont complémentaires (rôle principalement morphologique du scanner et rôle principalement fonctionnel de l'imagerie nucléaire) mais l'association participe grandement à une augmentation de la dose. En effet pour un TEPscanner, la dose efficace est en moyenne de 15mSv. Pour une scintigraphie, la dose d'irradiation est variable mais peut aller jusqu'à 32mSv pour une scintigraphie myocardique (56,57).

Les risques encourus (effets stochastiques) par ces irradiations successives doivent être mis en balance avec le bénéfice pour le patient qui a motivé l'examen.

Ainsi, afin de limiter au mieux l'exposition du patient aux rayonnements ionisants, la coordination entre médecins autour de la prise en charge du patient devra être renforcée (connaissance des dossiers, importance des réunions de concertation pluri disciplinaire).

C. Les moyens de réduire les doses d'irradiation secondaire aux actes médicaux tomodensitométriques

1. Information médicale et paramédicale

a) Information des médecins prescripteurs

Au vu des données de la littérature et la pratique courante, il existe chez les médecins prescripteurs une méconnaissance et une sous estimation des doses délivrées en radiologie (12,58,59) et notamment en scanner ainsi que des potentiels effets indésirables liés aux faibles doses de rayons X (60,61). Pourtant, en France comme partout en Europe, la place des examens tomodensitométriques ne cesse d'augmenter. En 2010, ils représentaient environ 8% de la totalité des actes médicaux diagnostiques réalisés en France mais « pesaient » pour 40% de la dose

efficace totale (34). Le scanner est ainsi l'examen le plus irradiant en imagerie diagnostique : on considère qu'un examen tomodensitométrique délivre une dose environ cent fois supérieure à celle d'une radiographie conventionnelle. Une meilleure information des médecins prescripteurs, permettrait donc probablement de réduire le nombre d'examen par patient : diminution des examens de contrôle inutile ou trop fréquent, participation à l'information préalable du patient, réflexion au choix de l'examen, utilité de l'examen, impact sur la prise en charge. Certes, quelques unes de ces situations pourraient également être rattrapées par le médecin radiologue au moment de l'examen, mais il est souvent difficile d'aller à l'encontre des idées reçues par le patient le jour même de l'examen ou d'analyser chaque situation individuellement : patient préparé et prêt pour l'examen, respect de la confraternité, temps souvent insuffisant avant la vacation pour préparer tous les dossiers...

b) L'information des médecins radiologues

Les radiologues sont globalement bien sensibilisés aux notions de radioprotection puisqu'il est aujourd'hui obligatoire de suivre une formation à la radioprotection des patients tous les 10ans (62). Cependant, il est clair que dans la pratique courante, certains petits gestes quotidiens pourraient faire économiser de la dose aux patients :

- préparer les dossiers en amont des vacations : imageries antérieures, lecture des demandes, indication du nouvel examen, protocoles adaptés, disponibilité du radiologue pendant les acquisition ;
- Eviter les phases inutiles ou peu informatives pour répondre aux demandes d'examen ;
- Revoir les paramètres d'acquisition avec les manipulateurs voir établir des protocoles standardisés plusieurs fois par an ;
- Savoir substituer un examen tomodensitométrique par un autre type d'examen plus adapté (radiographie, échographie, IRM...) ;
- Savoir différer la réalisation d'un examen selon l'évolution clinique et biologique ;

Bien entendu, cette volonté quotidienne de réduction de dose ne doit pas être au dépens de la qualité de la prise en charge du patient et ne doit pas engendrer la réalisation d'examen dont la qualité insuffisante dégraderait l'information diagnostique.

De plus, dans un grand nombre de cas, il est difficile de pouvoir substituer une demande d'examen tomodensitométrique par un autre examen. L'échographie est souvent moins sensible que le scanner et opérateur dépendant. L'IRM quant à elle, n'est souvent pas disponible en urgence et présente une disponibilité bien inférieure aujourd'hui à celle du scanner, ceci étant notamment lié à un nombre de machines plus faible (63) et à des durées d'examens plus longues et non compressibles.

c) L'information des manipulateurs

Les manipulateurs sont en première ligne pour transmettre l'information aux patients. Les manipulateurs participent également à l'irradiation médicale lors des examens tomodensitométriques et en radiographie conventionnelle. Une bonne connaissance des pratiques courantes, des paramètres à adapter et du matériel est indispensable. Par exemple on peut notamment citer :

- bon positionnement du champ d'exploration (ne pas réaliser d'acquisition sur un volume n'apportant pas d'information...)
- adapter les paramètres d'acquisition et les vérifier avant de lancer l'acquisition
- explication et information du patient sur le déroulement de l'examen afin de ne pas à avoir à réaliser d'acquisition supplémentaire (ne pas bouger, ne pas respirer...).

d) Les demandes d'examen et communication entre correspondants

Il s'agit d'un élément primordial dans le processus de limitation de dose délivrée au patient puisqu'à partir des demandes d'examens on pourra :

- Valider l'indication de l'examen
- Ou remettre en cause l'indication de l'examen, et éventuellement le substituer par un autre, voir le différer ou l'annuler ;
- établir le protocole adapté qui permettra de répondre aux questions posées : nombres de phases, paramètres d'acquisition...

C'est pourquoi une demande claire et précise est indispensable dans la pratique quotidienne et pour l'ensemble des patients.

L'interaction entre les médecins prescripteurs et les radiologues sera également nécessaire au bon déroulement des examens puisqu'elle permettra d'établir des

protocoles « standardisés » de réalisation d'examen, une meilleure connaissance des dossiers cliniques des patients et de l'attente des médecins prescripteurs afin de traiter en amont d'éventuelle discordance ou incompréhension médicale.

2. Information des patients

Il est nécessaire aujourd'hui d'informer et éduquer les patients qui sont de plus en plus demandeurs d'examen d'imagerie et qui participent activement à l'augmentation du nombre d'examen tomодensitométrique. Ceci est d'autant plus important que le scanner est un examen accessible facilement et très peu contraignant (rapide, non douloureux, informatif). De plus il a la réputation chez les patients d'être un examen « poussé » de seconde intention avec souvent l'idée d'être l'examen qui « détectera tout ». Le médecin prescripteur devra alerter les patients des effets indésirables auxquels ils sont exposés pour freiner les demandes des patients et la répétition d'examens tomодensitométriques successifs pouvant parfois être considérés comme inutiles. Une campagne d'information nationale sur les effets néfastes des rayons X auprès de la population pourrait également s'avérer utile.

3. Diminuer le nombre d'examens tomодensitométriques

Dans notre travail nous avons logiquement mis en évidence une relation entre la dose reçue et le nombre croissant d'examens réalisés. La diminution du nombre d'examen est donc primordiale pour la réduction de dose et dépend d'une bonne coordination entre médecins, équipe paramédicale et patients (cf. ci-dessus).

4. Diminuer le nombre de phases lors d'un examen

En imagerie tomодensitométrique digestive un examen comporte principalement entre une et quatre phases :

- sans injection
- temps artériel
- temps veineux
- temps tardif

Lorsque l'on passe de 1 à 4 phases on multiplie quasiment la dose par 4 sur un examen. Selon la question posée et le bilan clinico-biologique, si celle-ci est précise

on pourra alors facilement réduire le nombre de phase par examen (réalisation d'examen sans injection, d'emblée avec injection, phase mixte...).

Dans notre travail, on peut d'ailleurs supposer que les radiologues qui ont pris en charge les patients sur une période de temps longue ou qui réalisaient les examens probablement dans le cadre d'un suivi comparatif, s'attachaient à réduire le nombre de phase lors des examens successifs puisque l'on observait une diminution significative du PDL moyen par examen lorsque la durée de suivi augmentait. Ainsi la réalisation et l'homogénéisation des protocoles d'acquisition au sein d'une équipe médicale semblent incontournables.

5. Diminuer la dose reçue lors de chaque phase d'un examen tomodensitométrique

a) La tension du tube

C'est un facteur extrêmement important dans le cadre de la réduction de la dose délivrée au patient. En effet, le passage d'une tension de 120kV à 100 kV permet de réduire la dose de 35%. Plus on augmente la tension aux bornes du tube, plus la pénétration des photons X produits sera importante et plus le rapport signal/bruit augmente. Cependant, en contrepartie la résolution en contraste va diminuer (absorption plus homogène des photons). En imagerie digestive on utilise le plus souvent une tension entre 100kV et 120kV. La tension est notamment adaptée selon l'indication de l'examen (organes à étudier) et le morphotype du patient. L'utilisation de logiciel de choix automatique de la tension a prouvé son intérêt dans la limitation de la dose sans altérer la qualité diagnostique des examens (64). Ces nouveaux logiciels permettent en fonction de la morphologie du patient et du type d'examen réalisé, de diminuer automatiquement la dose de rayons X. Parfois, la réduction de la dose peut atteindre 60%. Ceci est maintenant possible grâce notamment à l'arrivée de nouveaux modes de reconstruction des images (reconstructions itératives), Les données de la littérature concordent avec ces notions, par exemple Hoang et al. retrouvés une réduction de la dose absorbée par organe de près de 50% à l'étage cervical en faisant varier le kilovoltage de 120kV à 80kV sans modifier la qualité diagnostique de leur examen (65). Certaines situations apparaissent comme de bonnes indications à réduire le kilovoltage : les patients

avec faible IMC, l'étude des parties molles et en pédiatrie (une tension de 100kV est le plus souvent suffisante). Dans d'autres situations, la réduction de dose n'est pas adaptée notamment lorsque l'on veut étudier une structure osseuse ou une structure proche de l'os (région pelvienne, fosse postérieure...).

b) L'épaisseur de coupe

L'épaisseur de coupe dépend de plusieurs éléments (collimation, nombre de détecteurs, taille des détecteurs...)

Ainsi l'épaisseur de coupe minimale possible va être limitée par la taille des détecteurs.

La variation de l'épaisseur de coupe lors de l'acquisition peut faire varier la dose, par contre l'épaisseur de coupe utilisée lors de la reconstruction ne fait pas varier la dose reçue. En tomodensitométrie multi détecteurs, l'épaisseur de coupe lors de l'acquisition va être différente de la collimation primaire car celle-ci correspond à l'épaisseur de coupe multipliée par le nombre de détecteurs auxquels s'ajoute la pénombre aussi appelée « overbeaming » (figure 20). Ce procédé permet de couvrir l'ensemble des détecteurs avec un rayonnement d'intensité égale et homogène mais pour cela il doit déborder de chaque côté du champ des détecteurs et donc induit une irradiation supplémentaire. En pratique à bruit constant, plus l'épaisseur de coupe choisie sera grande, plus la dose sera réduite (66). En imagerie abdominale, l'épaisseur de coupe lors de l'acquisition est de l'ordre du millimètre.

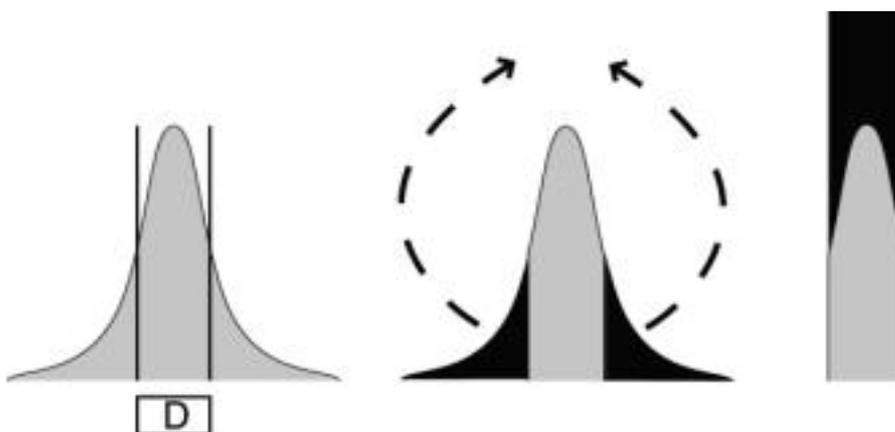


Figure 20 : Représentation schématique du phénomène « d'overbeaming » (67)

c) Le champ de vue

Il sera adapté au morphotype du patient. On retiendra tout de même l'utilisation d'un FOV d'acquisition de 25 cm délivre une dose de 5 à 10% supérieure à un FOV de 50 cm à rapport signal sur bruit constant.

d) L'intensité

Une diminution de la charge entraîne une diminution du rapport signal/bruit (le bruit est inversement proportionnel à la racine carrée de la charge).

Lorsque l'on réalise un examen qui nécessite une bonne résolution spatiale avec des structures étudiées à fort contraste spontané, il est recommandé et utile de diminuer l'intensité. C'est notamment le cas pour les scanners des sinus, pulmonaire et de l'os ou l'on peut parfois utiliser des charges allant jusqu'à 40mAs. Au contraire, lorsque l'information à rechercher est du domaine de la « densité » il est préférable de garder un bon rapport signal/bruit et donc de ne pas diminuer les mAs (afin de ne pas perdre en contraste). C'est notamment le cas en imagerie abdominale ou cérébrale) (67).

Dans la pratique quotidienne, la plupart des constructeurs proposent des protocoles standardisés ou la charge est liée au pitch. Ainsi, la diminution de la charge peut être obtenue par une diminution du milliampérage, par une diminution du temps d'acquisition ou par une augmentation du pitch. En pratique, on tentera de diminuer les mAs chez les patients avec un faible IMC et pour les examens tomodensitométriques ou les structures étudiées ont un bon contraste spontané (parenchyme pulmonaire, sinus...). Il existe des tables reprenant les valeurs de mAs adaptées au poids (68).

e) Le pitch

Sa variation entraîne une modification linéaire de la dose à mA constant (69) : par exemple, une variation du pitch de 1 à 2 divise la dose par deux.

Aujourd'hui on travaille le plus souvent à mAs constant, c'est à dire que selon le pitch choisi et le temps de rotation, le tube modulera le mA afin que les mAs délivrés sur le volume choisi soient constants (dose d'irradiation délivrée constante). Ainsi, la dose délivrée au patient ne dépend plus du pitch mais uniquement des mAs.

Ainsi en acquisition multicoupe, le choix du pitch dépendra de l'indication du scanner, de la vitesse de réalisation nécessaire et de la nécessité ou non de prévoir des reconstructions.

f) Le temps de rotation du tube

Il doit être adapté à la vitesse d'acquisition souhaitée. La vitesse de rotation du tube permettra d'améliorer la résolution temporelle et de limiter les artefacts cinétiques. Un temps de rotation le plus bas possible doit être utilisé notamment pour l'étude des structures mobiles ou en pédiatrie. En scanner abdominal, on utilise le plus souvent un temps de rotation de 0.5 seconde.

g) Les filtres

Ils vont permettre de réduire la dose en filtrant les photons de faible énergie qui ne participe pas à la formation de l'image (diminution du diffusé). La filtration sera adaptée selon l'énergie des photons produits (plus l'énergie sera importante plus la filtration devra être augmentée).

h) Les systèmes d'optimisation automatique de dose délivrée et les nouveaux équipements scannographiques

Les nouveaux équipements scannographiques vont également permettre de réduire les doses reçues:

- le bouclier adaptatif : actuellement l'une des cause d'irradiation en scanner est la surirradiation en début et en fin de spirale. Pour lutter contre ce phénomènes, les constructeurs ont créé un diaphragme dynamique s'ouvrant et se refermant lors de chaque acquisition. Il permet ainsi de supprimer l'irradiation pré et post spirale avec une réduction sur le dose totale d'environ 20%.
- les logiciels de modulation de doses et de sélection automatique du kilovoltage (70,71) : sur la base du topogramme réalisé en début d'examen, ils vont en comparant le patient à un modèle standardisé moduler la dose en fonction des régions anatomiques traversées et selon la corpulence du patient. Il existe différentes possibilités de modulation :

- en fonction de l'incidence sur chaque rotation : elle part du principe que l'humain est le plus souvent plus épais dans le plan frontal que dans le plan sagittal et donc l'émission des rayons X sera plus importante à 90° et 270° qu'à 0 ou 180°.

- en fonction de la position sur l'axe Z, la charge sera adaptée en fonction de l'absorption de chaque « tranche » de volume sur la base de mesures réalisées lors des topogrammes.

- le fonction de l'absorption mesurée en cours de rotation

- La reconstruction itérative : elle permet une correction du bruit engendré lors d'une acquisition à faible dose lors du traitement de l'image. Ainsi elle permet une acquisition à faible dose permettant parfois de réduire la dose jusqu'à 60% (72,73). Aujourd'hui, tous les scanners commercialisés disposent de cette technique.

6. Les maintenances et contrôles du matériel

Les interventions de maintenance et de contrôle qualité des appareils d'imagerie médicale sont obligatoires et soumis à une réglementation stricte.

La directive 97/43 Euratom impose de mettre en oeuvre des « ... programmes appropriés d'assurance qualité comprenant des mesures de contrôle de qualité et des évaluations de la dose du patient ... » et des « ...contrôles des performances régulièrement réalisés et après chaque entretien important » (14).

L'article 14 de la loi n° 98-535 du 1er juillet 1998 ayant pour objectif le renforcement de la sécurité sanitaire oblige de (74):

- ✓ s'assurer du maintien des performances et de la maintenance des dispositifs médicaux,
- ✓ mettre en oeuvre le contrôle qualité des dispositifs médicaux.

Le décret n° 2001-1154 du 5 décembre 2001 concernant l'obligation de maintenance et au contrôle de qualité des dispositifs médicaux précise que « les autorités compétentes prennent des dispositions pour assurer que les mesures nécessaires sont prises par l'exploitant de l'installation radiologique pour remédier aux insuffisances ou aux défauts des équipements. Par ailleurs, elles adoptent des critères spécifiques d'acceptabilité pour les équipements afin de signaler le cas échéant que des mesures correctives appropriées sont nécessaires, y compris, éventuellement, la mise hors service des équipements » (74).

L'arrêté du 3 mars 2003 précise que les « dispositifs médicaux nécessaires à la production et à l'interprétation des images de radiodiagnostic » sont soumis à l'obligation de maintenance et de contrôle de qualité (74).

II. Les limites de l'étude

Notre étude Lilloise menée sur une longue période et sur un effectif important au vu du nombre de patients inclus présente comme principale limite le fait que ce soit une étude rétrospective (certaines données ou variables intéressantes auraient pu être analysées si elles avaient été incluses pour tous les patients dès le début de l'étude).

Le fait que l'étude soit monocentrique fait entrer en compte les habitudes du service comme potentiel facteur influençant la dose reçue par le patient (par exemple : réalisation d'acquisitions sans injection plus nombreuses, de plusieurs phases, de protocoles standardisés...). Cependant un des objectifs de l'étude était de réaliser un état des lieux des relevés dosimétriques du service sans analyser ni juger les caractéristiques internes du service.

L'importance du nombre de patients inclus ne nous permettait pas de reprendre l'ensemble des dossiers cliniques, des comptes rendus pour chaque patient... ainsi nous avons dû nous limiter à une analyse un peu plus précise sur les 60 patients les plus irradiés. Seule une étude prospective avec des critères d'inclusion précis et des données cliniques renseignées dès l'inclusion permettrait de remédier à cette problématique et d'analyser plusieurs variables pouvant avoir un rôle péjoratif sur l'irradiation des patients comme :

- le nombre de phases par examen ;
- l'influence sur la dose reçue de la modulation des différents paramètres d'acquisition en scanner ;
- les services prescripteurs ;
- l'expérience du radiologue ;
- le bénéfice réel du scanner dans la prise en charge du patient en comparaison à d'autres modalités d'imagerie (IRM, radiographie ou échographie) ;

- Le bénéfice de protocoles « Low dose » sur la dosimétrie et l'impact sur la qualité diagnostique des examens pour des indications précises et fréquentes ;

CONCLUSION

Devant l'augmentation considérable du nombre de scanners ces dernières années, il est primordial de limiter les doses reçues par les patients sous peine de les exposer de manière trop importante aux effets indésirables des rayonnements ionisants et notamment des cancers radio induits. Notre travail montre que, malgré les progrès technologiques constants sur les machines, il y a encore des améliorations à apporter. Celles-ci doivent être pluri-disciplinaires, et concernent à la fois les médecins prescripteurs, les radiologues, les patients et les équipes paramédicales. Les principales mesures de radioprotection en scanner peuvent être résumées en 3 mots : limitation, optimisation et justification qui nécessiteront une coordination forte entre les différents acteurs médicaux et paramédicaux. Ainsi la réalisation de protocoles standardisés selon le morphotype du patient et la demande d'examen pourraient être une bonne méthode de limitation de dose.

Aussi, il sera indispensable de limiter la multiplication des examens qui reste un facteur majeur de surirradiation. Ce d'autant qu'un bon nombre d'examens tomodensitométriques sont réalisés en remplacement d'examens échographiques ou radiographiques mais ils ne s'interprètent pas avec la même rapidité et nécessitent plus de temps d'interprétation et de concentration. Ainsi, pour bien optimiser le temps d'interprétation et les moyens, il est nécessaire de ne pas saturer les machines avec des examens inutiles, car non seulement ils exposeront les patients aux effets indésirables des rayons X mais aussi ils auront d'autres effets délétères (retard de la prise en charge, erreur diagnostique...).

De plus, bien souvent il n'est pas possible ou compliqué de substituer un examen tomodensitométrique par un examen non irradiant, soit du fait que l'échographie n'est pas assez sensible (étude limitée à certains organes et de manière générale moins performante que le scanner) et « examineur dépendant », soit parce que la disponibilité de l'IRM est plus limitée (63), liée à un nombre de machines plus faible et à des examens d'une durée plus longue ne pouvant pas être raccourcis. L'une des solutions pour remédier à ce problème d'irradiation serait d'augmenter le nombre d'IRM qui est pourtant l'un des plus élevé de France dans la

région Nord Pas de Calais, notamment depuis l'installation récentes de plusieurs machines dans le cadre du plan Cancer (75). D'autres installations sont prévues pour les années à venir, mais au vu du nombre croissant des indications d'IRM et des demandes, on peut supposer que celles-ci ne seront pas suffisantes.

Enfin, il est tout de même nécessaire de rappeler que dans la plupart des cas l'examen tomodensitométrique, s'il est utilisé à bon escient et dans de bonnes conditions, permet grâce à sa rapidité, sa disponibilité et sa résolution spatiale d'apporter un grand bénéfice à la prise en charge du patient par rapport au risques que peuvent générer les rayonnements ionisants et il reste donc un outil utile et nécessaire du diagnostic médical. Il faudra adapter la dosimétrie à la pathologie du patient, à son âge et à son morphotype.

Nous ne sommes donc pas prêt d'arrêter de chercher à diminuer les doses d'irradiation, de nous soucier des risques des faibles doses et de réévaluer quotidiennement nos protocoles d'examen... Cette diminution de dose passera également par les améliorations technologiques attendues (suppression de la rétroprojection filtrée, amélioration des détecteurs...).

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1. Exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic médical en 2012 - Rapport IRSN - PRP-HOM-2014-6
2. Doses délivrés aux patients en scanographie - Analyse des recueils de doses de 9 services de radiologie en France en 2012 - Rapport IRSN - PRP-HOM 2013-12
3. Etard C., Sinno-Tellier S., Aubert B. Exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic médical en 2007. Rapport InVS/IRSN. 2010 Juin
4. Suzuki K, Yamashita S. Low-dose radiation exposure and carcinogenesis. *Jpn J Clin Oncol.* 2012;42:563–568.
5. Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation 2010 - UNSCEAR 2010 - New York 2011.
6. 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 USA.* 25 nov 2003;100(24):13761–6.
7. Committee to Assess Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation - National Research Council. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII - Phase 2 - Washington (DC): National Academies Press; 2006.
8. United Nations. Ionizing Radiation: Levels and Effects. Volume I: Levels, Volume II: Effects. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, 1972 Report to the General Assembly, with Annexes. New York: United Nations; 1972. United Nations sales publication E.72.IX.17 and 18
9. Recommandation 2007 de la Commission internationale de protection radiologique. Publication 103 de la CIPR. Edition en langue française.
10. Tubiana M, et al. Computed tomography and radiation exposure. *N Engl J Med.* 2008;358(8):850–853. doi: 10.1056/NEJMc073513
11. Etat de l'art en Imagerie médicale. Groupe d'experts AFIB 2010. Articles RSNA 2010 - Chicago Illinois.
[http://www.sfrnet.org/rc/org/sfrnet/htm/Article/2011/20110301-160858-812/src/htm_fullText/fr/Articles%20RSNA%202010%20\(version%20longue\).pdf](http://www.sfrnet.org/rc/org/sfrnet/htm/Article/2011/20110301-160858-812/src/htm_fullText/fr/Articles%20RSNA%202010%20(version%20longue).pdf)
12. Gervaise A, Esperabe-Vignau F, Pernin M, Naulet P, Portron Y, Lapierre-Combes M. Évaluation des connaissances des prescripteurs de scanner en

- matière de radioprotection des patients. *J Radiol.* juill 2011;92(7-8):681-7.
13. 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.
 14. 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.
 15. Solacroup, Boyer, Le Marec, Schouman Claeys. Bases physiques des rayons X - CERF 2001 - Scanner à rayons X. 2001.
 16. Garin E. Biophysique et médecine nucléaire - Effets biologiques des rayonnements ionisants - Radioprotection. Université Rennes 1/CRLCC Centre Eugène Marquis.
 17. Fleutot JB. Les effets des rayonnements ionisants sur la santé - Conseiller santé du délégué à la sureté nucléaire de défense.
http://www.rpcirkus.org/site-web/10eme-journee-du-ramip/doc_download/269-radiobioradiopharma
 18. Aurengo A. Effets biologiques des rayonnements ionisants - Hôpital de la Pitié Salpêtrière, Paris.
 19. Effets biologiques des radiations ionisantes - Effets biologiques cellulaires élémentaires. http://www.uvp5.univ-paris5.fr/UV_MED/AC/Intro.asp?Rep=TRAV&NSuj=25&Intro=25-2
 20. Tubiana M, Aurengo A, Auerbeck D, Bonnin A, Le Guen B, Masse R, et al. Académie Nationale de Médecine, Institut de France, Académie des Sciences, Rapport Conjoint n° 2, Relation dose-effet et estimation des risques cancérogènes des faibles doses des rayonnements ionisants. 2005. Édition Nucleon, Paris, ISBN 2-84332-018-6, pp. 1-168.
 21. 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. 2003. *Radiat Res.* août 2012;178(2):AV146-72.
 22. Pierce DA, Shimizu Y, Preston DL, Vaeth M, Mabuchi K. Studies of the mortality of atomic bomb survivors. report 12, part I. Cancer: 1950-1990. 1996. *Radiat Res.* août 2012;178(2):AV61-87.
 23. Tubiana M, et al. Radiobiologie. Editions Hermann. 2008.
 24. Galle P, Paulin R. - Biophysique, Radiobiologie, Radiopathologie. Paris, Masson, 1997
 25. Balduyck S. Module de radioprotection - Bases utiles pour la radioprotection. Evaluation des doses. Contrôle de qualité - 2012.

26. Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie. Société française de physique médicale - Rapport SFPM n°21.
http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/43/054/43054872.pdf
27. Funama Y, Awai K, Nakayama Y, et al. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: phantom study. *Radiology*. 2005;237:905–910
28. Valentin J. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). ICRP Publication 102. *Ann. ICRP*. 2007;37:1–79
29. Frush DP, Frush KS. The ALARA concept in pediatric imaging: building bridges between radiology and emergency medicine: consensus conference on imaging safety and quality for children in the emergency setting, Feb. 23–24, 2008, Orlando, FL - executive summary. *Pediatr Radiol*. 2008;38:S629–632.
30. Bouaziz M, Gharbi S, Labidi S, Mars M, Ladeb M, RXP-WS-5 - Innovation de réduction de dose en TDM - Société Française de Radiologie / JFR 2015
31. Brisse H, Neuenschwander S, Optimisation de la dose au CT-scanner pédiatrique - Institut Curie, Paris. Société Francophone d'Imagerie Pédiatrique et pré natale. Juin 2002.
32. Blum A, Walter F, Ludig T, Zhu X, Roland J, Scanners multicoupes : principes et nouvelles applications scanographiques. Nov. 2000, Paris, *J Radiol* 2000;81:1597-1614
33. De Kerviler E, Réduction de la dose au scanner - Hôpital Saint-Louis, Paris; 2013.
34. Conférence MELODI 2010: Où en est la recherche sur les faibles doses ? IRSN/CEA - Paris, 2010.
35. Rannou A, Aubert B, Scanff P. Exposition de la population française aux rayonnement ionisants. Rapport DRPH/SER 2006-02. Direction de radioprotection de l'Homme / IRSN; 2006.
36. IRSN (page consultée le 22/02/2016) - Mieux comprendre les faibles doses <http://www.irsn.fr/FR/connaissances/Sante/effet-sur-homme/effets-sanitaires-faibles-doses/Pages/1-comprendre-faibles-doses-rayonnements-ionisants.aspx#.VpyYOFKSL5c>
37. Chateil JF, Ducou Le Pointe H, Sirinelli D, (page consultée le 14/02/2016). La Radioprotection.
http://www.sfrnet.org/data/upload/files/10_objectifs_et_principes.pdf
38. Société Française de Radiologie. Guide du Bon Usage des examens d'imagerie médicale. <http://gbu.radiologie.fr/>. 2013
39. DAPCARE (page consultée le 04/01/2016) - Une solution standardisée pour la

- dosimétrie. <http://www.dapcare.com/>
40. Cordoliani Y-S, Foehrenbach H. Radioprotection en milieu médical. Principes et mise en pratique. 2e éd. Masson; 2008.
 41. Daly C, Urbach DR, Stukel TA, Nathan PC, Deitel W, Paszat LF, et al. Patterns of diagnostic imaging and associated exposure among long-term survivors of young adult cancer : a population-based cohort study. *BMC Cancer*. 2015 Sep 3; 15:612.
 42. Leuraud K, Richardson DB, Cardis E, Daniels RD, Gillies M, O'Hagan JA, et al. Ionising radiation and risk of death from leukaemia and lymphoma in radiation-monitored workers (INWORKS): an international cohort study. *Lancet Haematol*. 21 juin 2015;2(7):e276-81.
 43. Cardis E, Vrijheid M, Blettner M, Gilbert E, Hakama M, Hill C, et al. Risk of cancer after low doses of ionising radiation: retrospective cohort study in 15 countries. *BMJ*. 9 juill 2005;331(7508):77.
 44. Inman M, Otley A, Dummer T, Cui Y, Schmidt MH, Parker L. Childhood exposure to ionizing radiation from computed tomography imaging in Nova Scotia. *Paediatr Child Health*. oct 2015;20(7):381-5.
 45. Salerno S, Marrale M, Geraci C, Caruso G, Lo Re G, Lo Casto A, et al. Cumulative doses analysis in young trauma patients: a single-centre experience. *Radiol Med (Torino)*. 19 sept 2015;
 46. Brink JA, Stephen Amis E. Image wisely: a campaign to increase awareness about adult radiation protection. *Radiology*. 2010;257:601
 47. Gerber S, Preti L, Vetesse M, Garcia F, Valette J, Diaz C, et al. RXP-WP-2 - Manager la dose en scanner : un challenge collectif - Société Française de Radiologie / JFR 2015
 48. 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 2011-2012. PRP-HOM/2014-9 .Institut de Radioprotection et de Sureté Nucléaire, Institut National de Veille Sanitaire; 2012.
 49. McCollough CH, Chen GH, Kalender W, Leng S, Samei E, Taguchi K, et al. Achieving Routine Submillisievert CT Scanning: Report from the Summit on Management of Radiation Dose in CT. *Radiology*. août 2012;264(2):567-80.
 50. Schouman-Claeys E. Imagerie pour les urgences et recours au scanner. *J radiol*. 2007;88(4):529-530.
 51. Broder J, Warshauer DM. Increasing utilization of computed tomography in the adult emergency department, 2000-2005. *Emerg Radiol*. oct 2006;13(1):25-30.
 52. Ahn SH, Mayo-Smith WW, Murphy BL, Reinert SE, Cronan JJ. Acute nontraumatic abdominal pain in adult patients: abdominal radiography compared

- with CT evaluation. *Radiology*. oct 2002;225(1):159-64.
53. Teichman JM. Clinical practice. Acute renal colic from ureteral calculus. *N Engl J Med*. 2004; 350:684-93
54. El Khebir M, Fougeras O, Le Gall C, Santin A, Perrier C, Sureau C et al. [2008 update of the 8th Consensus Development Conference of the Francophone Society of Medical Emergencies of 1999. The treatment of adult renal colic by the emergency services and in emergency rooms]. *Prog Urol*. 2009 Jul;19(7):462-73.
55. Sandhu C, Anson KM, Patel U. Urinary Tract Stones—Part I: Role of Radiological Imaging in Diagnosis and Treatment Planning. *Clin Radiol*. 2003 jun;58(6):415-21.
56. Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire. (page consultée le 25/02/2016). Médecine nucléaire. http://www.irsn.fr/FR/professionnels_sante/faq/Pages/faq_medecine_nucleaire.aspx#1
57. Einstein AJ, Moser KW, Thompson RC, Cerqueira MD, Henzlova MJ. Radiation dose to patients from cardiac diagnostic imaging. *Circulation*. 2007;116:1290-1305
58. Lee CI, Haims AH, Monico EP, Brink JA, Forman HP. Diagnostic CT scans: assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks. *Radiology*. mai 2004;231(2):393-8.
59. Jacob K, Vivian G, Steel JR. X-ray dose training: are we exposed to enough? *Clin Radiol*. oct 2004;59(10):928-34; discussion 926-7.
60. 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.
61. Krille L., Hammer G.P., Merzenich H., Zeeb H. Systematic review on physician's knowledge about radiation doses and radiation risks of computed tomography *Eur J Radiol* 2010 ; 76 : 36-41
62. Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire. (page consultée le 25/02/2016). Réglementation. http://www.irsn.fr/FR/professionnels_sante/faq/Pages/faq_reglementation.aspx#3
63. Detournay B. Les insuffisances en matière d'équipements d'imagerie médicale en France: étude sur les délais d'attente pour un rendez-vous IRM 2015. Etude pour Imagerie Santé Avenir. Rapport 2015.
64. Hough DM, Fletcher JG, Grant KL, Fidler JL, Yu L, Geske JR, et al. Lowering kilovoltage to reduce radiation dose in contrast-enhanced abdominal CT: initial assessment of a prototype automated kilovoltage selection tool. *AJR Am J*

- Roentgenol. 2012;199(5):1070–1077
65. Hoang JK, Yoshizumi TT, Nguyen G, Toncheva G, Choudhury KR, Gafton AR, et al. Variation in tube voltage for adult neck MDCT: effect on radiation dose and image quality. *AJR Am J Roentgenol.* mars 2012;198(3):621–7.
 66. Gervaise A. Réduction de dose en scanographie: 4ème partie - Influence de l'épaisseur de coupe. 2011.
 67. Cordoliani YS, Boyer B, Le Marec E, Jouan E, Hélie O, Beauvais H. Vademecum du scanner hélicoïdal. Estimation des doses, choix des paramètres. *J Radiol* 2002;83:685-92
 68. Donnelly LF, Emery KH, Brody AS. Minimizing radiation dose for paediatric body applications of single detector helical CT: Strategies at a large children's hospital. *American Journal of Roentgenology.* 2001;176:303–306
 69. Baert AL, Tack D, Gevenois PA. Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography. Springer Science & Business Media; 2007. 275 p.
 70. Zhang J, Kang S, Han D, Xie X, Deng Y. Application of intelligent optimal kV scanning technology (CARE kV) in dual-source computed tomography (DSCT) coronary angiography. *Int J Clin Exp Med.* 2015;8(10):17644–53.
 71. Kok M, Muhl C, Seehofnerová A, Turek J, Jost G, Pietsch H, et al. Automated Tube Voltage Selection for Radiation Dose Reduction in CT Angiography Using Different Contrast Media Concentrations and a Constant Iodine Delivery Rate. *AJR Am J Roentgenol.* déc 2015;205(6):1332–8.
 72. Patino M, Fuentes JM, Singh S, Hahn PF, Sahani DV. Iterative Reconstruction Techniques in Abdominopelvic CT: Technical Concepts and Clinical Implementation. *AJR Am J Roentgenol.* juill 2015;205(1):W19–31.
 73. Pontana F. Réduction de dose en scanographie thoracique: évaluation de deux générations d'algorithmes de reconstruction itérative en pathologie respiratoire- [Thèse de doctorat d'université, biologie et santé]. Lille: université de Lille 2, 2013.
 74. Lecllet H. (page consultée le 25/02/2016). Maintenance et contrôle qualité de la chaîne de production de l'image.
http://www.sfrnet.org/rc/org/sfrnet/htm/Article/2013/20130222-140219-813/src/htm_fullText/fr/031_036_Maintenance.pdf
 75. Institut national du cancer. Plan cancer 2014-2019. 2014 Fev.

ANNEXES

Annexe 1 : Protection des professionnels de santé

Tout service de radiologie doit répondre à des règles de radioprotection visant à limiter la dose reçue par les professionnels de santé (manipulateurs et radiologues). Ainsi sont définies des « zones » et une classification des travailleurs exposés :

- « zone surveillée » : correspond aux zones où le travailleur est susceptible de recevoir une dose efficace $> 1\text{mSv/an}$ ou une dose équivalente $> 1/10$ de l'une des limites fixées.
- « zone contrôlée » (exemple : radiologie interventionnelle) : correspond aux zones où le travailleur est susceptible de recevoir une dose efficace $> 6\text{mSv/an}$ ou une dose équivalente $> 3/10$ de l'une des limites fixées.
- Personnels classés en « catégorie A » : la somme des doses efficaces reçues ne doit pas dépasser 20mSv/an .
- Personnels classés en « catégorie B » : la somme des doses efficaces reçues ne doit pas dépasser 6mSv/an .

Concernant les femmes enceintes, elles ne peuvent pas être affectées à un poste qui nécessite un classement en catégorie A et l'exposition du fœtus doit être aussi faible que raisonnablement possible ($< 1\text{mSv}$).

L'employeur a donc pour obligation :

- de déterminer les différentes zones au sein du service
- de classer les travailleurs selon les catégories
- d'assurer une formation des travailleurs (au moins tous les 3 ans)
- d'exposer une notice rappelant les risques liés au poste de travail
- d'établir une fiche d'exposition conjointement avec la PCR rappelant : la nature du travail effectué, la nature du rayonnement ionisant, les périodes d'exposition, caractéristiques des sources émettrices...

- d'assurer la mise à disposition des moyens de radioprotection collective et individuelle
- d'assurer le suivi radiologique
- d'assurer les contrôles obligatoires du matériel

Les moyens de radioprotection sont multiples et indispensables :

- les écrans fixes (portes plombées, vitre en plomb, murs en béton...)
- les écrans mobiles (bas-volets articulés en plomb...)
- les équipements de protection individuelle :
 - le tablier plombé (figure 21),
 - les lunettes plombées (figure 21),
 - les gants de protection plombés,
 - le cache thyroïde (figure 21);

Chaque travailleur qui exécutera une tâche en zone surveillée ou contrôlée fera l'objet d'un suivi dosimétrique. Les travailleurs exécutants des opérations en zones contrôlées feront l'objet d'un suivi complémentaire par dosimétrie opérationnelle. Ainsi il existe deux mesures individuelles de l'exposition externe : la dosimétrie passive et la dosimétrie active opérationnelle. Les travailleurs de la catégorie A devront porter un dosimètre passif mensuel, un dosimètre opérationnel et éventuellement une bague TLD (figure 22). Un travailleur de la catégorie B devra porter un dosimètre passif mensuel et un dosimètre opérationnel lorsqu'il travaille en zone contrôlée.

Le dosimètre passif (figure 23) permet de vérifier le niveau d'exposition du travailleur (avec un seuil de détection de 50 à 100 μ Sv), il est à changer tous les mois ou tous les 3 mois (mensuel ou trimestriel) et doit toujours être porté sur la poitrine pendant le temps de travail.

Le dosimètre opérationnel (figure 23) permet de donner une information en temps réel sur la dose reçue par l'opérateur (avec un seuil de détection de 0.5 μ Sv/h) et il ne doit être utilisé que par les opérateurs intervenants en zone contrôlée pendant le temps de travail dans cette zone (borne avec code d'accès à utilisée lors de l'entrée dans la zone contrôlée et lors de la sortie).

Enfin, le travailleur devra faire l'objet d'un examen médical par le médecin du travail attestant qu'il n'y a pas de contre indications médicales au poste (par exemple : hémopathie maligne, anomalie de l'hémogramme, glaucome, pathologie

thyroïdienne, troubles neuro-psychiatriques...). Cet examen médical sera à renouveler une fois par an et le médecin du travail devra tenir à jour le dossier médical du travailleur (fiche d'exposition, suivi dosimétrique...).



Figure 21 : Photographies de lunettes plombées, d'un cache thyroïde et d'un tablier plombé



Figure 22 : Photographie d'une bague TLD



Figure 23 : Photographies d'un dosimètre passif (à gauche) et d'un dosimètre opérationnel (à droite).

AUTEUR : Nom : ROBERT

Prénom : Arthur

Date de Soutenance : Vendredi 25 mars 2016

Titre de la Thèse : Etude dosimétrique d'une cohorte de 6021 patients suivis en scanner thoraco-abdomino-pelvien.

Thèse - Médecine - Lille 2016

Cadre de classement : Médecine

DES + spécialité : Radiodiagnostic et imagerie médicale

Mots-clés : Tomodensitométrie, radioprotection, dosimétrie, dose cumulée.

Contexte : Devant l'augmentation massive du nombre d'examen tomodensitométriques et des indications relatives à ce mode d'imagerie, le scanner est ainsi devenu un des principaux facteurs d'irradiation exogène. Sa rapidité d'acquisition grâce au scanner hélicoidal multidétecteur et son accessibilité en font parfois un examen non substituable. Il nous est donc apparu nécessaire de faire un état des lieux des relevés dosimétriques dans notre service afin d'optimiser nos protocoles d'examen et de limiter l'irradiation des patients.

Méthode : Tous les patients ayant bénéficié d'au moins un scanner thoracique, abdomino-pelvien ou thoraco-abdomino-pelvien dans le service d'imagerie digestive du CHRU de Lille de septembre 2011 à mai 2013 ont été inclus rétrospectivement. Des analyses descriptives et comparatives des doses par examen et des doses cumulées ont été réalisées sur les 11222 examens effectués chez 6021 patients. Le recueil de données a été possible grâce au logiciel DAPCARE qui a permis d'obtenir pour chaque patient, l'âge, l'IMC, le nombre d'examen total, le nombre d'examen total par type de scanner, la date du premier et dernier examen, le produit dose longueur (PDL) maximal par examen et le PDL total.

Résultats : 6021 patients ont été inclus. 11222 scanners ont été pris en compte ; le nombre moyen d'examen par patient était proche de 2 avec un nombre maximal d'examen de 18 sur la période de suivi. Le facteur le plus déterminant dans la surirradiation des patients était la multiplication des examens bien qu'il semble que plus les patients bénéficiaient d'examen répétés, plus le PDL moyen par examen tendait à diminuer. Le PDL moyen total par patient était de 3510 mGy.cm et le PDL moyen par examen tomodensitométrique était de 1677 mGy.cm . 14% de la population a reçu une dose cumulée supérieure au niveau des faibles doses (>100mSv). Les progrès technologiques permettent une réduction de la dose (dose délivrée sur le B40 < iCt).

Conclusion : Devant l'avancée technologique des scanners en imagerie médicale et l'importance de sa place actuelle dans la prise en charge des patients, le respect des indications et l'utilisation la plus limitée possible du scanner constituent une première démarche pour limiter la dose délivrée au patient et l'apparition d'effets indésirables liés aux rayonnements ionisants. Parallèlement il faut continuer à adapter nos paramètres d'acquisition et à inciter les constructeurs à améliorer leurs scanners pour diminuer au maximum la dose.

Composition du Jury :

Président : Monsieur le Professeur Laurent LEMAITRE

Asseseurs : Monsieur le Professeur Mohamed HEBBAR – Monsieur le Professeur Olivier ERNST – Monsieur le Professeur Philippe PUECH – Monsieur le Docteur Maximilien VERMANDEL