



**Conseil Supérieur
d'Hygiène**

Evaluation de l'exposition croissante des patients aux radiations par Tomodensitométrie (CT) et optimisation de la radioprotection

Décembre 2006 CSH n°8080.

.be

Résumé et mots clés

Le CT-scan est responsable d'une part importante de l'exposition aux radiations ionisantes associées à la pratique médicale.

C'est pourquoi un groupe de réflexion du Conseil Supérieur d'Hygiène (CSH) s'est intéressé, en 2004, à l'utilisation du tomodensitomètre (CT-scanner ou CT-scan) et, plus particulièrement, à l'impact de cette technique sur l'exposition de la population aux rayons ionisants. Les travaux de ce groupe ont visé notamment à définir les principaux axes de travail à suivre par un groupe multidisciplinaire plus large constitué dès 2005. Le présent rapport synthétise les travaux de ce second groupe et complète le rapport préliminaire déposé en décembre 2004. Il traite de l'optimisation de la protection du patient et du personnel médical dans le cadre de l'usage croissant du CT-scan.

Les premiers chapitres de ce travail visent tout d'abord à dresser un état des lieux de la situation. La place du CT-scan vis-à-vis des autres techniques d'imagerie tridimensionnelle, son utilisation dans les institutions de soins belges y est présentée et située dans le contexte international.

Par ailleurs, une analyse du risque relatif des rayonnements ionisants dans le cadre général des effets des faibles doses sur la santé figure au chapitre 4.

Le rapport aborde ensuite les nouvelles tendances d'imagerie médicale, de même que les nouvelles applications de la technique CT et l'apparition d'une offre technologique mixte (PET-CT)

Le reste du document est consacré à une discussion de la dose collective et individuelle induite par l'utilisation du CT-scan, avec une attention particulière à la population pédiatrique. Les applications les plus irradiantes y sont également présentées ainsi que des solutions techniques de réduction de l'irradiation.

Pour terminer, des recommandations visant à mieux maîtriser l'exposition de la population au moyen d'une utilisation rationnelle de la technique sont proposées.

Résumé et mots clés	2
Abréviations et symboles	5
1. Introduction générale	7
2. Cadre général de l'utilisation du CT scanner en Belgique 8	
<i>2.1. Evaluation de la place du CT scanner en Belgique</i>	<i>8</i>
2.1.1 Parc des CT scanners : année de mise en service.....	10
2.1.2 Parc des CT scanners. Evaluation du niveau technologique lié au nombre de détecteurs implémentés sur les appareils	11
<i>2.2 Evaluation de l'utilisation de l'imagerie tridimensionnelle.....</i>	<i>12</i>
2.2.1 Evolution du nombre d'examens par CT	14
2.2.2 Evolution du nombre d'examens par IRM	15
2.2.3 Evolution de l'échographie	15
2.2.4 Evolution de l'utilisation du CT scanner par rapport aux autres explorations radiologiques conventionnelles	16
<i>2.3 Analyse de l'activité CT et IRM.....</i>	<i>19</i>
2.3.1 Proportion patients ambulants / hospitalisés	19
2.3.2. Analyse par régions anatomiques	19
2.3.3 Evolution spécifique des explorations neurologiques.....	20
<i>2.4 Evaluation de l'activité CT en fonction de l'âge des patients.....</i>	<i>21</i>
3. Evaluation de l'exposition aux rayonnements ionisants liée à l'utilisation du CT	23
<i>3.1 Introduction</i>	<i>23</i>
<i>3.2 Evaluation de la dose efficace moyenne à partir des paramètres d'exposition en CT Scanner. 24</i>	
<i>3.3 La contribution du CT à l'exposition globale de la population aux radiations ionisantes 28</i>	
<i>3.4. Réflexions sur l'évolution technologique et les techniques spéciales.....</i>	<i>34</i>
3.4.1. Colonoscopie Virtuelle	34
3.4.2. coronarographie CT (CCT).....	37
3.4.3. CT interventionnel	39
4. Risque relatif des rayonnements ionisants dans le cadre général des effets des faibles doses sur la santé	41
5. Justification et optimisation de l'irradiation en CT ...	45
<i>5.1 Principes de justification</i>	<i>45</i>
<i>5.2 L'utilisation rationnelle du CT selon les recommandations élaborées par le Consilium Radiologicum Belgicum</i>	<i>46</i>
<i>5.3 Réduction de la dose individuelle par l'optimisation des expositions aux radiations ionisantes 48</i>	
5.3.1 Techniques de réduction de dose	49
5.3.2 Justification et optimisation spécifiques pour la population pédiatrique.....	51
6. Problématique de l'utilisation du CT scanner " corps entier" en dépistage de cancer	54
<i>6.1 Bénéfice clinique</i>	<i>54</i>

6.2 Rapport coût bénéfice	54
7. Problématique du PET CT	57
8. Conclusion générale	59
9. Recommandations	60
9.1. Recommandations générales	60
9.2. Recommandations spécifiques.....	60
10. Composition du groupe de travail ayant participé à l'élaboration de ces recommandations	62
11. Références.....	63

Abréviations et symboles

CT : scanner (Computed Tomography)
PET : tomographe à émission de positrons (Positron Emission Tomography)
PET-CT : scanner couplé à un tomographe à émission de positrons
US : échographie, ultrasons
IRM (MRI) : imagerie par résonance magnétique (Magnetic Resonance Imaging)
MDCT : scanner multi-coupes (Multi Detector Computed Tomography)
MSCT : scanner multi-coupes (Multi Slice Computed Tomography)
RX : rayons X
RI : radiologie interventionnelle
CTF : fluoroscopie scanner (CTFluoroscopy)
RF : radiofréquence
MBq : megabecquerel
mCi : millicurie
mGy : milligray
mGycm : milligray *centimètre
mSv : millisievert
 μ Sv : microsievert
mA : milliampère
s : seconde
mAs : milliampère*seconde
kV : kilovolt
p : pitch (ou avance de table / épaisseur de coupe)
DAP : produit dose surface (Dose Area Product)
DLP : produit dose longueur (Dose Length Product)
CTDI : indice de dose tomographique (Computed Tomography Dose Index)
CTDIvol : indice de dose tomographique volumique
CTDIw : indice de dose tomographique pondéré
CTDIair : indice de dose tomographique mesuré dans l'air
CTDIc : indice de dose tomographique mesuré au centre d'un fantôme
CTDIp : indice de dose tomographique mesuré à la périphérie d'un fantôme
FoV : champ de vue (Field of View)
NRD (DRL) : niveau diagnostique de référence (Diagnostic Reference Level)
CRC : cancer colo-rectal
MPR : reconstruction multiplanaire (Multiplanar reformatting)
MIP : technique de reconstruction (Maximum Intensity Projection)
ALARA : aussi faible que raisonnablement possible (As Low as Reasonably Achievable)
LNT : relation dose-effet sans seuil (Linear No Threshold)
CSH : conseil supérieur d'hygiène
ICRP : commission internationale de radioprotection (International Committee on Radiation Protection)
NRPB : commission nationale de radioprotection au Royaume-Uni (National Radiological Protection Board, maintenant Health Protection Agency)
AFCN : agence fédérale de contrôle nucléaire en Belgique
UNSCEAR : commission scientifique des Nations Unies sur les effets des radiations atomiques (United Nation Scientific Committee on the effects of Atomic Radiation)
MIRA : rapport sur l'environnement en Flandre (Milieu en natuurrapport Vlaanderen)

RIVM : institut royal pour la santé publique et l'environnement (Rijksinstituut voor Volksgezondheid en Milieu)
CEN : commission à l'énergie nucléaire
US NAS : académie des sciences des Etats-Unis (US National Academy of Sciences)
NIEH : institut national des sciences environnementales de santé (National Institute of Environmental Health Sciences)
NYHA : New York Heart Association
IARC : agence internationale de recherche sur le cancer (International Agency for Research on Cancer)
OMS (WHO) : organisation mondiale de la santé (World Health Organisation)
IRSN : institut de radioprotection et de sûreté nucléaire en France
UE : Union Européenne
BEIR : effets biologiques des radiations ionisantes (Biological Effects of Ionizing Radiation)
RSBR : Société Royale Belge de Radiologie

Evaluation de l'exposition croissante des patients aux radiations par Tomodensitométrie (CT) et optimisation de la radioprotection

1. Introduction générale

Le CT scanner est responsable d'une part importante de l'exposition aux radiations ionisantes due à la pratique médicale.

C'est pourquoi, en 2004, un groupe de réflexion du Conseil supérieur d'Hygiène (CSH) s'est penché sur l'utilisation du tomodensitomètre et en particulier sur l'impact de celui-ci sur l'exposition de la population. Sa mission consistait à définir les principaux axes de travail d'un groupe multidisciplinaire élargi appelé à se réunir en 2005. Le présent rapport synthétise les travaux de ce groupe et complète le rapport préliminaire déposé en décembre 2004. Il concerne l'optimisation de la protection du patient et du personnel médical dans le cadre de l'usage croissant du CT scanner.

Les objectifs du travail sont:

- Evaluer la place de la tomodensitométrie (CT) dans les institutions de soins en Belgique et la situer dans un cadre international.
- Procurer une meilleure connaissance de l'utilisation du CT dans le cadre du diagnostic médical et évaluer sa place par rapport aux autres techniques d'imagerie tridimensionnelle.
- Présenter les applications les plus irradiantes.
- Analyser l'exposition individuelle et collective induite par l'utilisation du CT avec une attention particulière pour la population pédiatrique.
- Situer cette analyse dans le contexte des récentes tendances en imagerie digitale en raison de l'apparition de nouvelles applications de la technique et d'une offre technologique mixte comme le PET-CT.
- Evaluer l'application spécifique du CT corps total (CT-screening) et sa dimension éthique
- Formuler des recommandations visant à maîtriser l'exposition de la population par l'utilisation rationnelle de la technique et proposer des moyens techniques de réduction de l'irradiation.

2. Cadre général de l'utilisation du CT scanner en Belgique

2.1. Evaluation de la place du CT scanner en Belgique

La Belgique compte 115 Institutions Hospitalières fusionnées avec environ 200 sites. Les données suivantes sont extraites d'une enquête concernant le CT et l'IRM réalisée par le Collège d'Imagerie Médicale.

Le nombre de CT total est de 240 unités soit 1 CT pour 43.333 habitants ou 24 CT par million d'habitants. 232 appareils sont localisés dans des institutions hospitalières, 2 à l'Hôpital Militaire de Neder over Heembeek et 6 sont implantés dans des cabinets de radiologie privés (hors du système de remboursement par la Sécurité Sociale).

Rappelons que le CT scanner a été retiré de la programmation de l'appareillage lourd en Belgique, contrairement à l'IRM mais que le remboursement des prestations reste lié à leur localisation hospitalière. Le chiffre de 225 appareils correspond à la situation de la seconde moitié de 2005.

Répartition par rapport aux régions

Region	CT agréés	%	CT non agréés	
Bruxelles-Brussel	34	14,7%	2	Hôpital Militaire
Vlaams Gewest	111	47,8%	4	Privé non Hospitalier
Région Wallonne	87	37,5%	2	Privé non Hospitalier
Total	232	100,00%	8	240

Tableau 1a. Répartition régionale de l'appareillage

Pour la suite, seuls seront pris en considération les centres et appareils agréés, en effet, aucune donnée fiable concernant les appareils "non-agréés " n'est disponible. L'activité CT de l'Hôpital Militaire est semblable à tout hôpital général, l'activité des centres privés apparaît surtout centrée sur la face et l'appareil locomoteur.

Répartition par rapport aux provinces

	Population	CT	Habitants/CT
Bruxelles	1.012.258	34	29.772
Région Flamande	6.058.368	111	54.580
Anvers	1.682.683	34	49.491
Flandre ouest	1.383.647	27	51.246
Flandre est	1.139.815	21	54.277
Brabant flamand	1.040.261	10	104.026
Limbours	811.962	19	42.735
Region Wallonne	3.402.216	87	39.106
Hainaut	1.287.172	36	35.755
Liege	1.036.500	26	39.865
Namur	456.620	10	45.662
Luxembourg	257.114	11	23.374
Brabant Wallon	364.722	4	91.181
Total	10.472.842	232	45.142

Tableau 1b. Répartition du nombre d'appareils CT par rapport aux provinces.

Répartition par rapport à la population

Région	Population	Nb CT	% Total	Habitants/CT
Bruxelles	1.012.258	34	14,66%	29.772
Région Flamande	6.058.368	111	47,84%	54.580
Région wallonne	3.402.216	87	37,50%	39.106
Belgique	10.472.842	232		45.142

Tableau 1c. Répartition du nombre d'appareils CT par rapport à la population.

En terme de disponibilité d'appareil CT par habitant, il existe à première vue une disparité entre Bruxelles, la région Flamande et la Région Wallonne. Rappelons que la programmation de l'appareillage CT a été supprimée dans les années 80, ce qui a laissé libre cours à l'initiative locale.

Hors Bruxelles, lorsqu'on analyse la disponibilité par province, on constate qu'il existe des variations nationales et non régionales. Les provinces d'Anvers et de Liège ont des profils fort semblables tout comme Namur et la Flandre Occidentale. C'est dans la province du Hainaut qui bénéficie également d'un tissu hospitalier dense que l'offre apparaît la plus élevée. Le nombre élevé d'appareils par habitant dans la province de Luxembourg s'explique par une population relativement faible répartie sur un grand territoire. La situation de Bruxelles à 29.722 habitants par CT contraste avec le Brabant Flamand à 104.026 et le Brabant Wallon à 91.181. Ce phénomène peut s'expliquer par la concentration de trois hôpitaux universitaires à patientèle extra régionale et par l'attractivité du tissu hospitalier de la capitale sur la périphérie hors 19 communes.

L'importance du parc CT belge à 24 unités par million d'habitants peut se comparer à la situation européenne visible sur le tableau suivant.

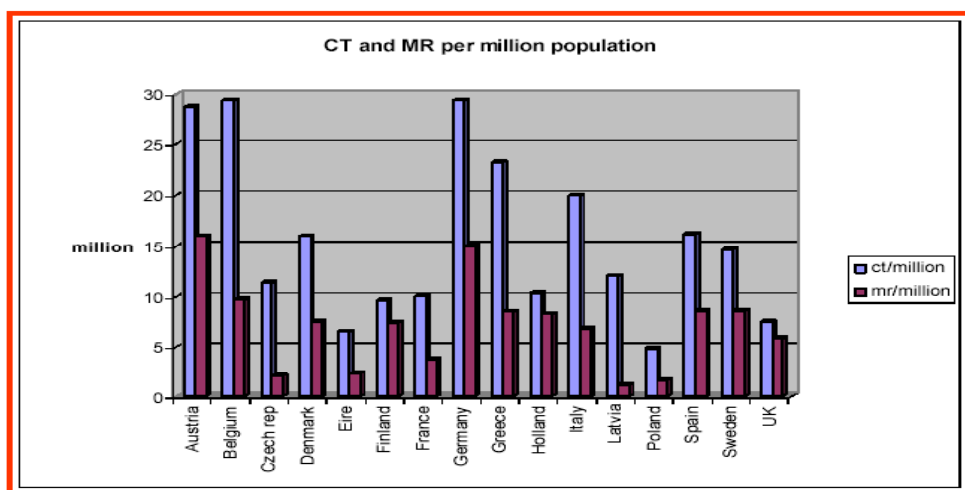


Figure 1 : Benchmarking de la répartition des appareils CT et IRM en Europe
Benchmarking Radiological Services in Europe (EAR UEMS 2002).

On peut constater que le nombre d'appareils CT opérationnels en Belgique est surestimé par rapport à la réalité.

2.1.1 Parc des CT scanners : année de mise en service

L'analyse d'une enquête récente (Collège d'Imagerie Médicale, 2005) montre que la très large majorité des appareils installés en Belgique sont récents, en effet 76% CT scanners ont moins de 5 ans. Les appareils plus anciens sont souvent des 2^e ou 3^e appareils dans le même service.

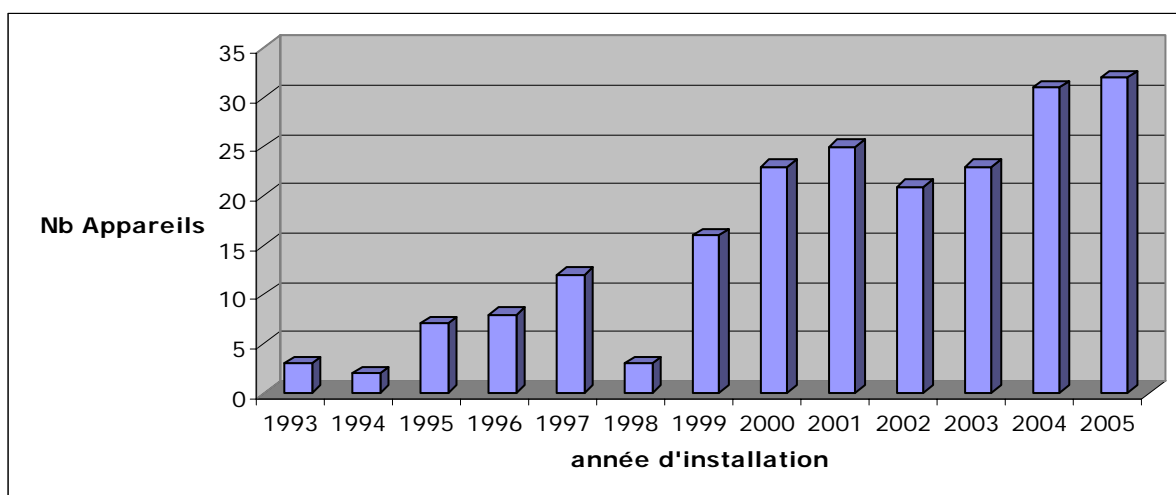


Figure 2 : Années d'installation des appareils

2.1.2 Parc des CT scanners. Evaluation du niveau technologique lié au nombre de détecteurs implémentés sur les appareils

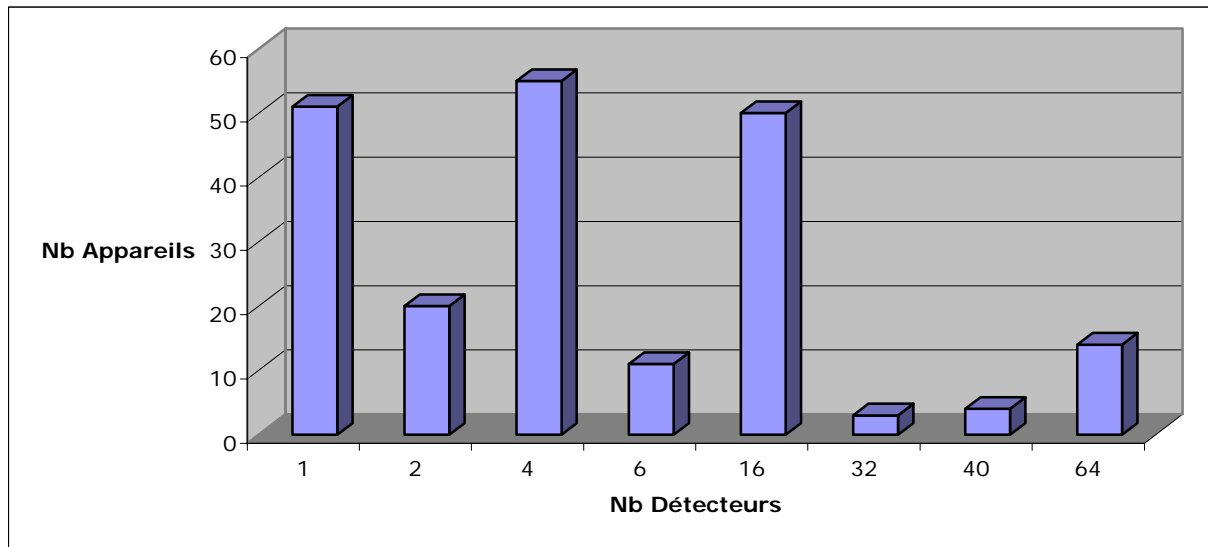


Figure 3 : Nombre d'appareils du parc CT belge identifiés par rapport au nombre de détecteurs, témoin de l'évolution technique de l'appareillage.

Un des éléments participant à la qualité de l'image, par conséquent de l'information diagnostique est le nombre de canaux (rangées de détecteurs) permettant l'acquisition simultanée de plusieurs coupes (2, 4, 16, 32, 40, 64 et 128 dans un avenir proche). 75% des appareils actuellement opérationnels sont de type multi-détecteurs (MSCT) dont 45% sont équipés d'au moins 16 détecteurs.

La figure 4 illustre les progrès de la technique depuis le premier appareil clinique commercialisé par EMI en 1974 et les appareils récents.

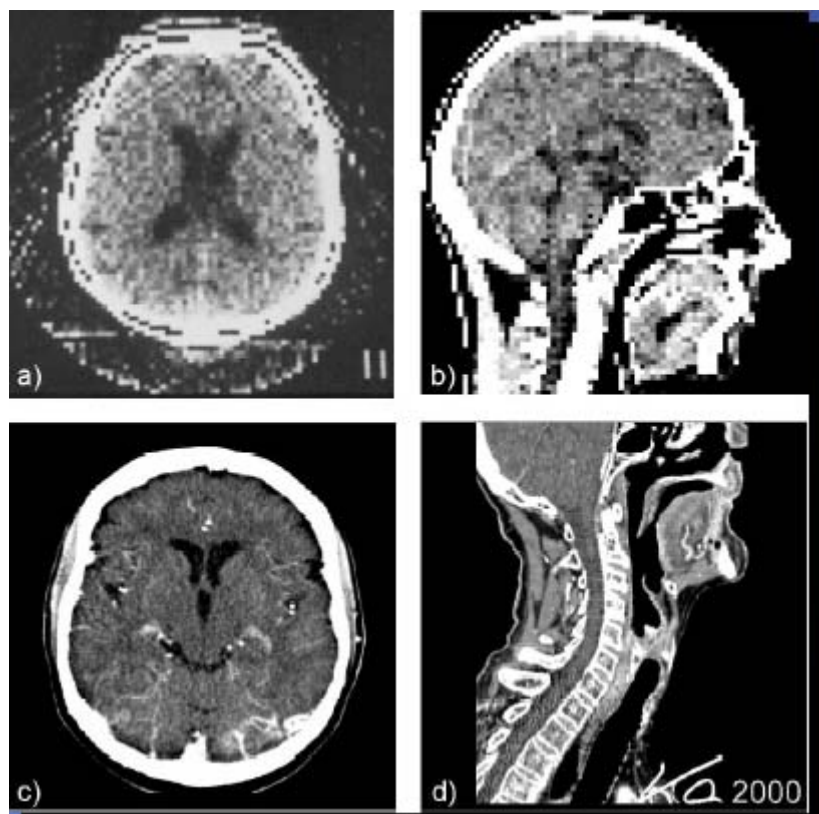


Figure 4 : Evolution de la qualité d'image 1974-2000 from WA Kalender, 2000.

2.2 Evaluation de l'utilisation de l'imagerie tridimensionnelle

Les tableaux statistiques repris dans ce chapitre sont extraits des données cumulées 1995-2004 de l'INAMI croisées avec une enquête du Collège d'Imagerie Médicale. Dans l'interprétation des données il faut impérativement tenir compte du fait que ces chiffres sont basés sur la compilation de codes de facturation de la sécurité sociale et ne correspondent pas nécessairement avec fidélité au nombre réel d'examens. La présentation de ces statistiques tente dans la mesure du possible de corriger ces distorsions. La figure 5 démontre l'accroissement continu de l'imagerie tridimensionnelle depuis 1995.

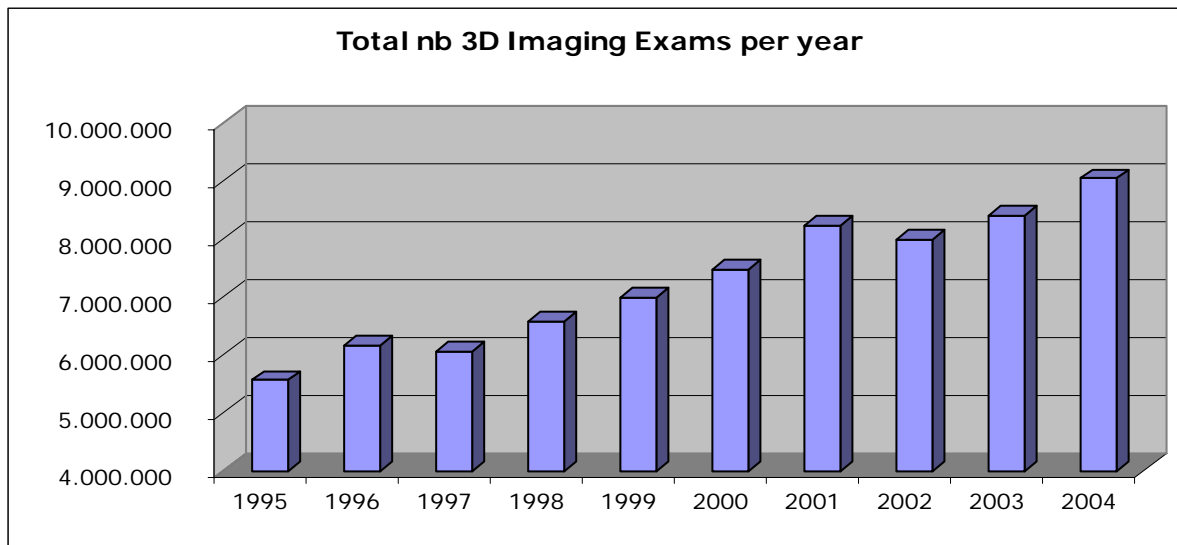


Figure 5 : Evolution de l'imagerie diagnostique tridimensionnelle de 1995 à 2004

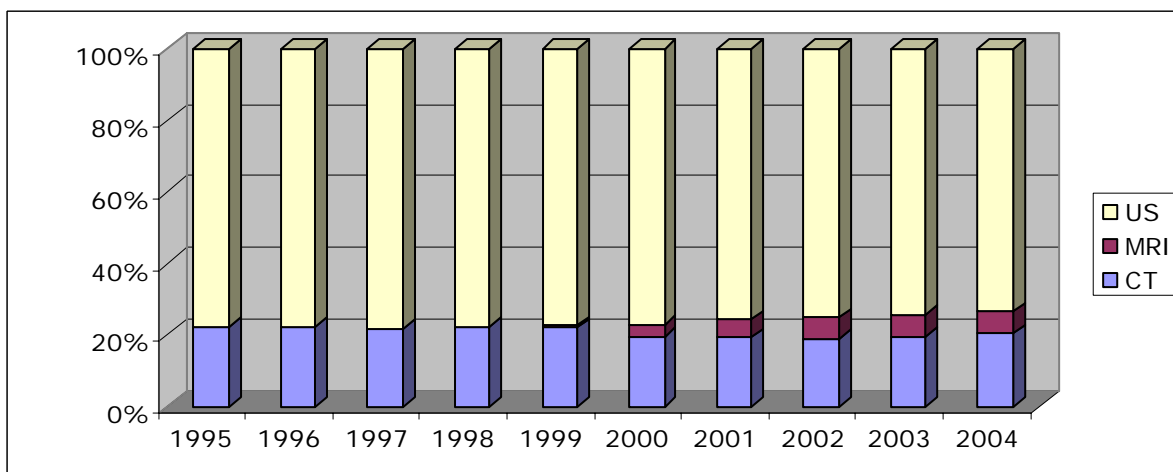


Figure 6 : Proportions relatives des examens tridimensionnels réalisés par échographie (US), Résonance Magnétique (MRI) et CT Scanner (CT).

La majorité des explorations tridimensionnelles est réalisée par échographie (figure 6). Le rapport CT-IRM est actuellement de 3/1. Lorsque le parc d'appareils IRM sera normalisé, le rapport devrait être 2/1. (Données INAMI)

2.2.1 Evolution du nombre d'examens par CT

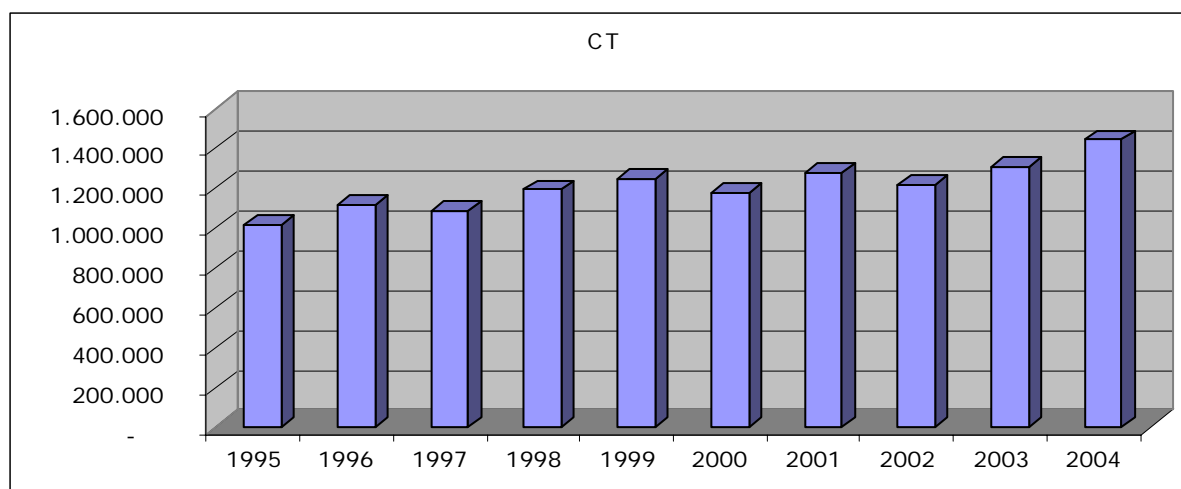


Figure 7 : Evolution des examens 1995-2004 basée sur l'analyse des données de la nomenclature CT de l'INAMI).

Malheureusement jusqu'en 2000, les chiffres d'activité cumulent les examens par CT scanner et les examens par IRM qui étaient groupés dans un seul code de tarification. De ce fait, cette figure ne rend pas compte de l'évolution réelle de l'imagerie par CT scanner. C'est pourquoi, sur la figure suivante est représentée la courbe d'activité 1995-2004 estimée en interpolant le nombre d'examens IRM entre 1995 et 2000 et en tenant compte du trend IRM 2000-2004 et du nombre d'unités IRM en fonction.

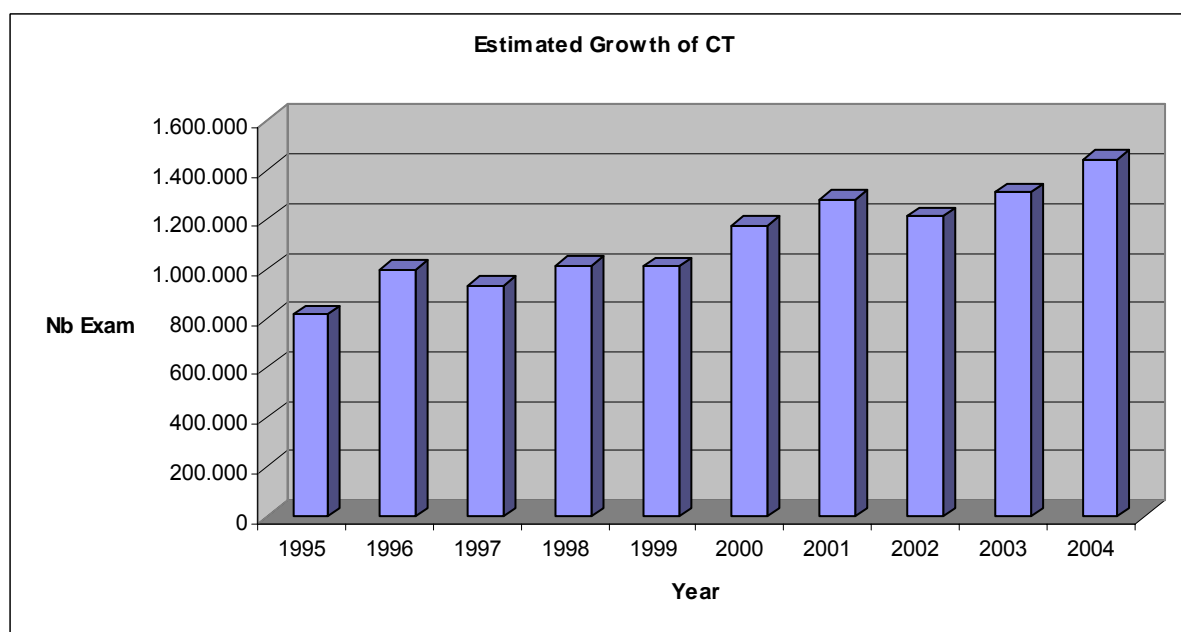


Figure 8 : Estimation de l'évolution des examens CT Scanner 1995-2004 (données nomenclature INAMI corrigées)

2.2.2 Evolution du nombre d'examens par IRM

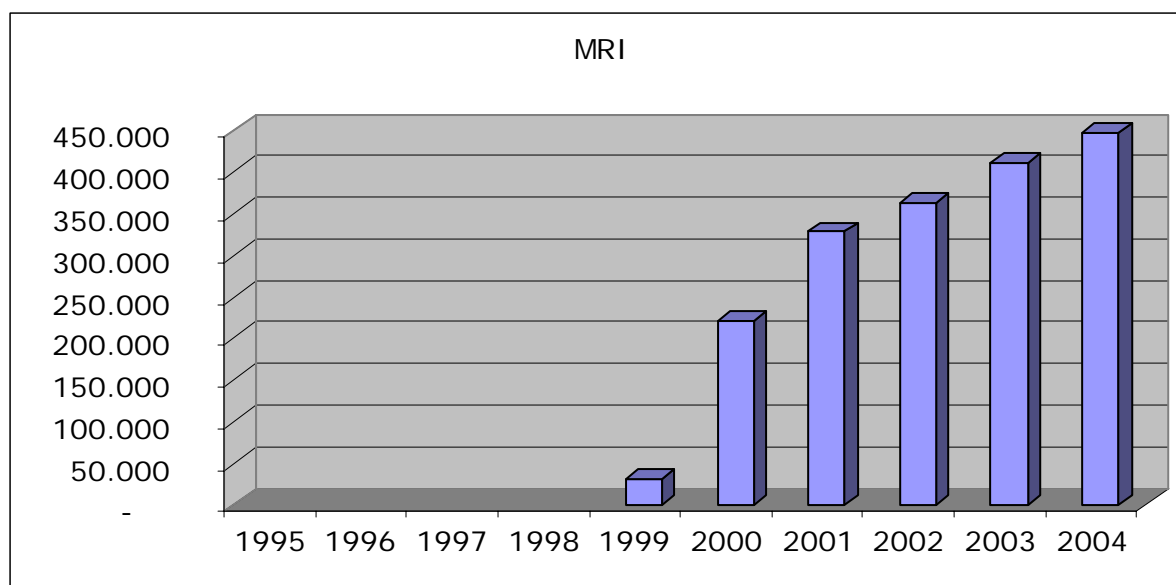


Figure 9 : nombre d'examens IRM 2000-2004/an (données INAMI)
Pour rappel, les données IRM ne sont disponibles que depuis 2000

2.2.3 Evolution de l'échographie

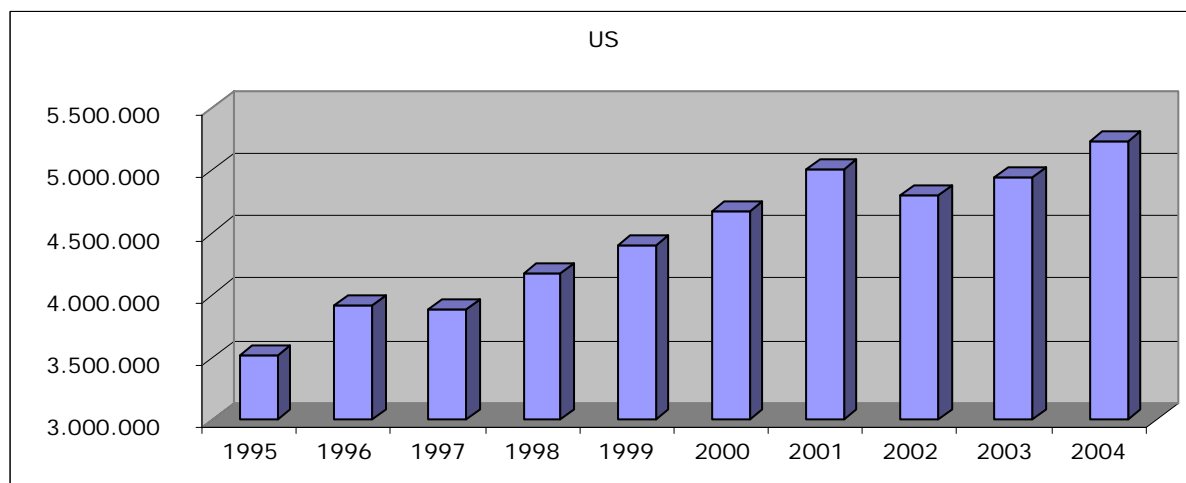


Figure 10 : nombre d'examens par échographie 1995-2004 (données INAMI)

Hormis des fléchissements en 1997 et 2002 on constate un trend positif constant de l'imagerie tridimensionnelle. La diminution d'actes en 1997 a été provoquée par l'envoi des profils de prescription aux médecins prescripteurs et la pause de 2002 est probablement attribuable à l'annonce de l'introduction de recommandations en matière de prescription d'imagerie médicale.

2.2.4 Evolution de l'utilisation du CT scanner par rapport aux autres explorations radiologiques conventionnelles

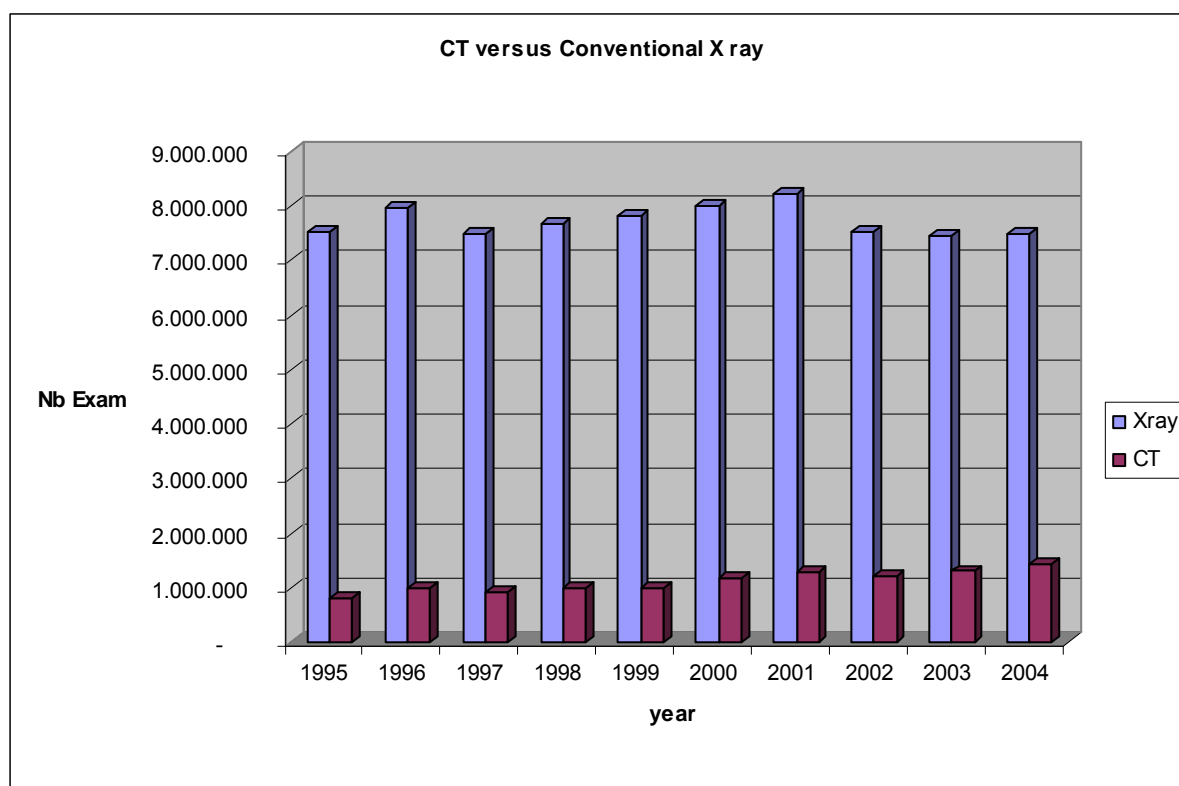


Figure 11 : Evolution relative des examens radiologiques conventionnels et des examens CT scanners 1995-2004.

Cette figure 11 correspond aux estimations d'évolution des groupes respectifs en tenant compte de deux facteurs correctifs :

1. Les chiffres CT correspondent à l'évolution corrigée des examens par CT scanners (voir Figure 8).
2. Les chiffres de radiologie conventionnelle correspondent au total des prestations de radiologie digestive, de radiologie urinaire, de radiologie gynécologique et ostéo-articulaire. Pour cette dernière catégorie, ont été exclus les examens des extrémités (doigt, main, avant bras et coude, orteil, pied, cheville, genoux).

Le tableau 2 montre l'évolution du nombre des codes de tarification de la nomenclature de la Sécurité Sociale pour les examens radiologiques classiques de 1995 à 2004. Comme précisé précédemment, ces chiffres représentent des codes de tarification et ne correspondent pas nécessairement à un type d'examen déterminé. Par exemple, les radiographies de doigt, main, poignet sont assorties de codes différents mais constituent habituellement un même examen. Il en va de même pour l'exploration du rachis où chaque segment possède son code propre.

Conventional X ray										
	1995	1996	1997	1998	1999	2000	2001	2002	2003	2004
Mammography	707.973	814.026	791.269	901.716	943.704	993.963	1.071.799	965.809	983.437	1.004.166
Mammotest								110.871	140.373	145.884
U tract	157.217	155.428	139.311	128.801	122.797	116.985	112.917	96.000	89.130	81.051
GI Tract	676.805	692.850	654.054	650.180	652.096	654.142	658.343	564.999	544.335	537.220
Chest	2.657.271	2.848.708	2.719.287	2.765.330	2.727.878	2.745.770	2.809.638	2.582.954	2.514.982	2.549.532
Vasc	135.131	144.037	130.895	128.390	125.821	129.400	131.286	126.243	125.054	134.342
Neuro	30.575	32.595	28.612	29.015	28.166	26.731	20.763	13.276	12.177	11.565
Bones & Joints	3.149.969	3.280.665	3.027.975	3.073.257	3.218.385	3.334.778	3.406.772	3.066.683	3.052.163	3.030.958
Total	7.514.941	7.968.309	7.491.403	7.676.689	7.818.847	8.001.769	8.211.518	7.526.835	7.461.651	7.494.718
Bones small parts	2.098.591	2.139.315	2.045.917	2.049.374	2.056.470	2.095.383	2.151.164	1.981.976	1.995.562	2.011.437

Tableau 2 : Evolution 1995-2004 exprimée en codes de tarification.

Les examens radiologiques osseux ont été divisés en deux catégories : les examens des extrémités (*small parts*) et tous les autres, considérant que les examens des extrémités sont proportionnellement très nombreux et délivrent de faibles doses de radiations ionisantes, raison pour laquelle ils ne sont pas incorporés dans le « Total ».

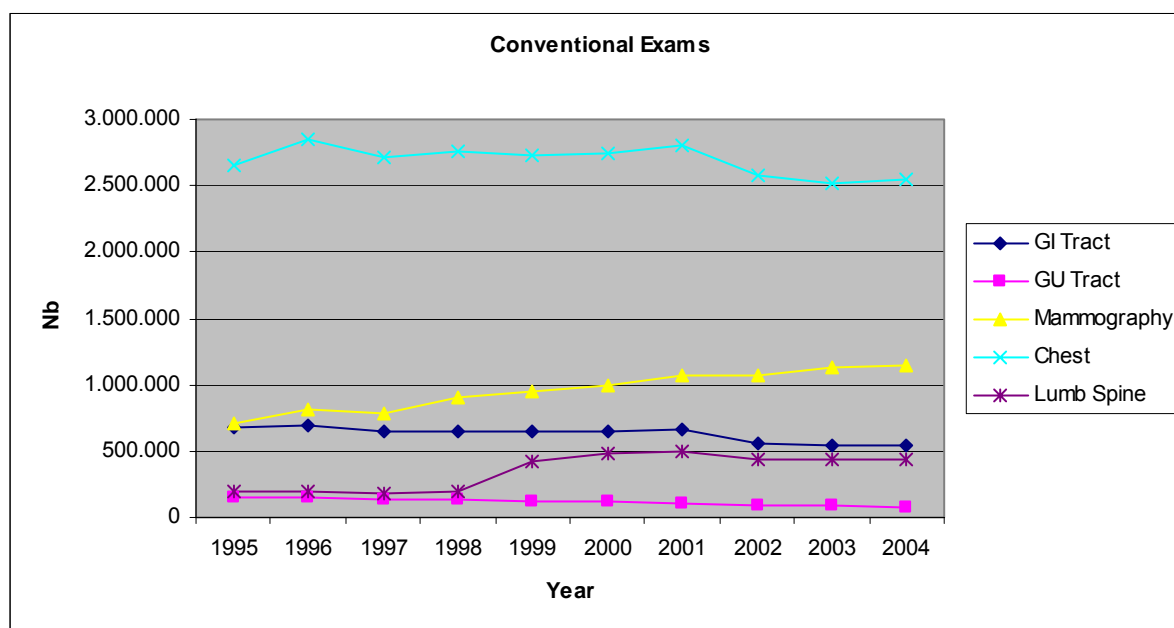


Figure 12 : Evolution du nombre d'examens conventionnels 1995-2004 (données INAMI).

On constate en général un *trend* négatif (figure 12) des examens radiologiques spéciaux (avec un plafonnement des examens de la colonne lombaire qui a été considérée comme exemple-type de la radiologie osseuse). La diminution relative du nombre d'examens du thorax s'explique partiellement par une recommandation sur l'utilisation de la radiographie de thorax en pré opératoire. L'apparente augmentation significative des radiographies du rachis lombaire est due à une modification de la nomenclature mi 1998. On constate une lente diminution des examens spécialisés en pathologie digestive et urinaire. L'accroissement du nombre d'examens de mammographie est amplifié par le programme fédéral de dépistage du cancer du sein.

L'évolution des examens vasculaires est présentée séparément dans la figure 13 en raison de la différence de nombre d'examens annuels par rapport aux autres explorations. Leur inclusion dans la figure précédente aurait rendu difficile l'interprétation des courbes.

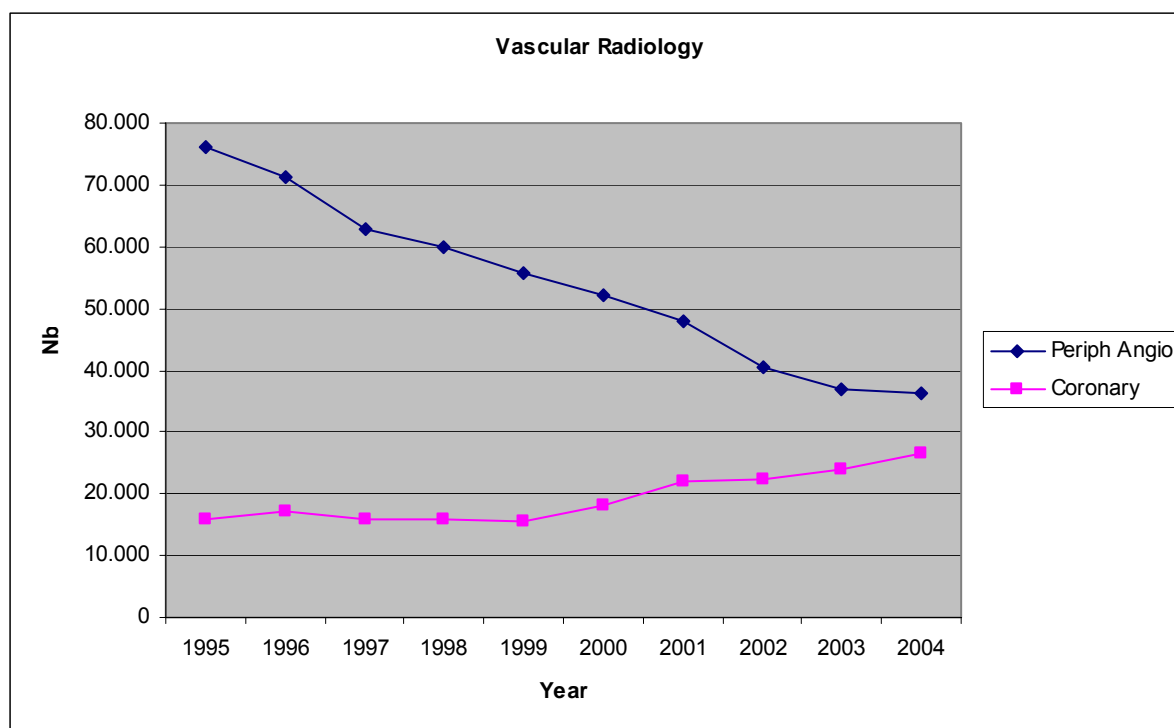


Figure 13 : Evolution 1995-2004 des examens vasculaires coronaires et périphériques.

On constate une diminution significative du nombre d'examens vasculaires périphériques provoquée par l'introduction de l'échographie, l'échographie doppler, l'angio CT et l'angio IRM. Par contre, l'exploration angiographique des coronaires présente un *trend* positif important. Il n'a pas été tenu compte des prestations de radiologie interventionnelle (article 34 de la nomenclature des soins de santé) qui entrent dans un autre cadre d'analyse.

2.3 Analyse de l'activité CT et IRM

Sauf mention contraire, toutes les données chiffrées mentionnées dans ce chapitre proviennent de l'INAMI.

2.3.1 Proportion patients ambulants / hospitalisés.

Les proportions relatives des régions explorées correspondent aux données 2004 de l'INAMI. Les spectres d'activité du CT scanner et de l'IRM sont différents sur le plan de leur utilisation et sur le plan des régions explorées. Le CT scanner est plus fréquemment utilisé dans les situations d'urgence en raison de son temps d'acquisition d'images largement inférieur à l'IRM et de l'éventuelle présence de matériel de réanimation souvent incompatible avec les hauts champs magnétiques. Il s'adresse également plus fréquemment aux patients hospitalisés (32% CT versus 16% IRM). En terme inverse 84% des patients bénéficiant d'une IRM sont ambulants contre 68% pour le CT.

2.3.2. Analyse par régions anatomiques

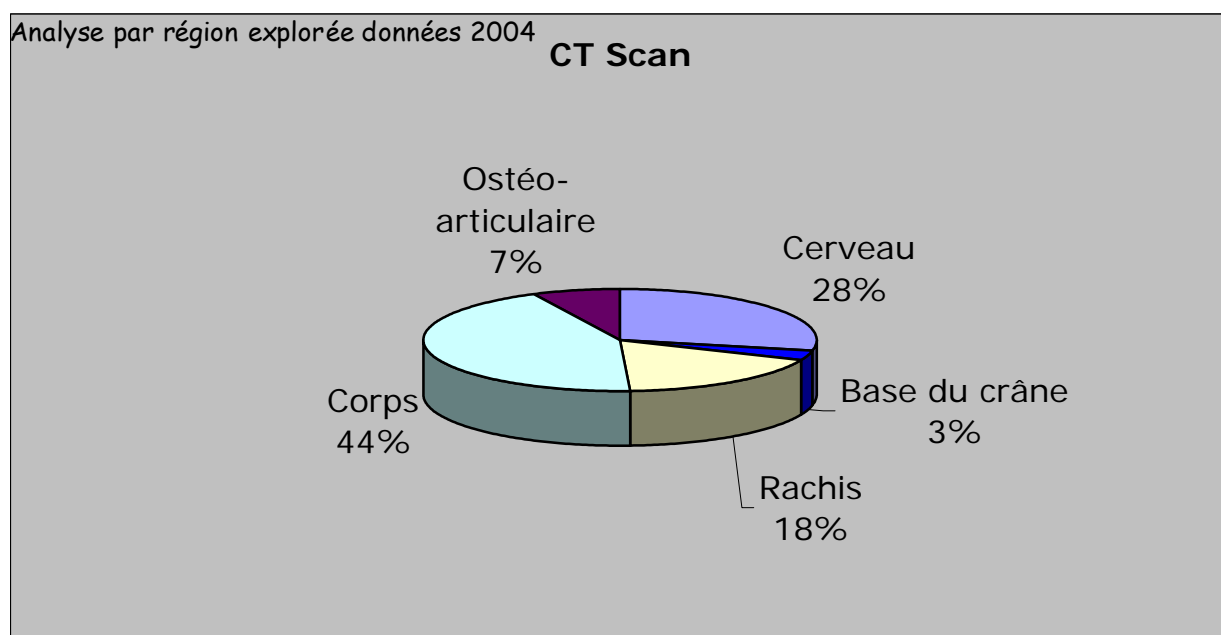


Figure 14 : Régions anatomiques explorées par CT.

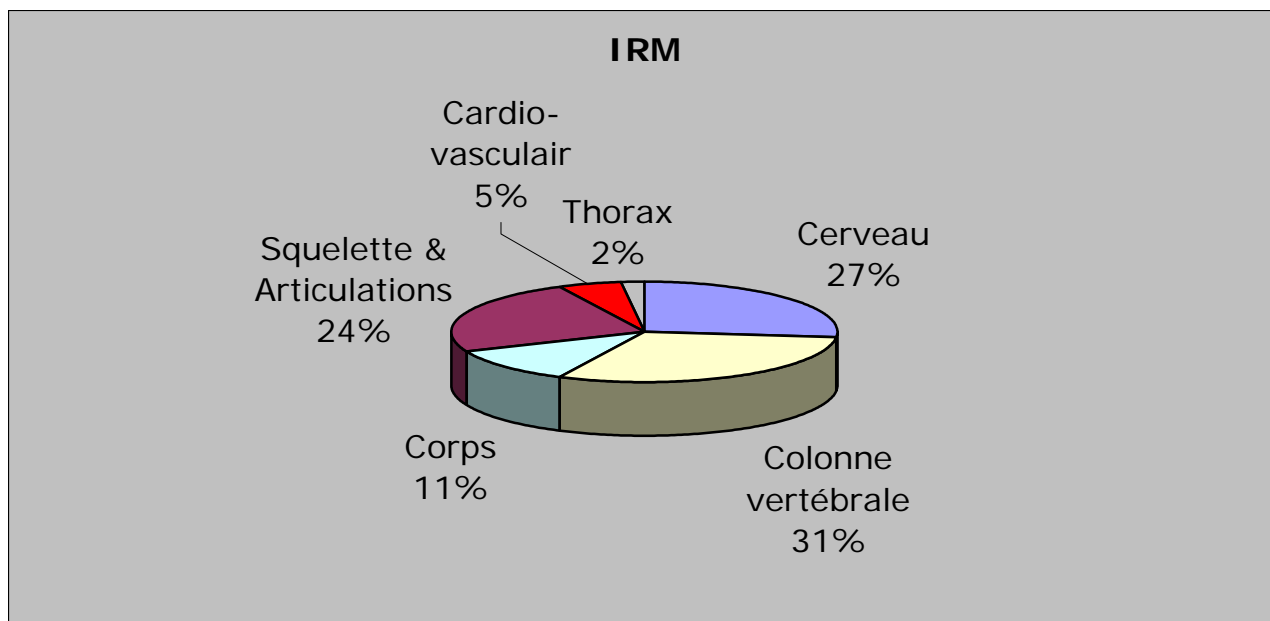


Figure 15 : Régions anatomiques explorées par IRM.

L'analyse de ces données (figures 14 et 15) montre une spécificité, selon l'organe des applications utilisant ces deux techniques. L'IRM trouve son impact majeur dans le diagnostic des affections neurologiques. Néanmoins les données fournies par la sécurité sociale ne rendent qu'imparfaitement compte des territoires réellement explorés. La codification des actes CT est malheureusement simplifiée et un code "exploration Thorax" peut tout aussi bien correspondre aux poumons ou aux artères coronaires.

2.3.3 Evolution spécifique des explorations neurologiques

Les figures 16 et 17 montrent l'évolution du nombre d'examens neurologiques.

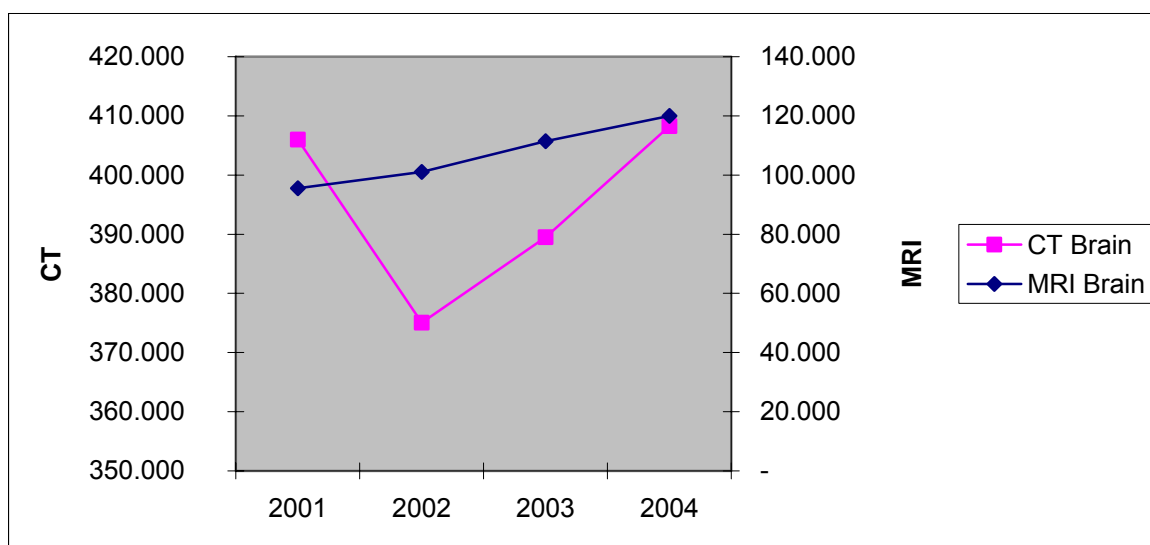


Figure 16 : nombre d'examens du cerveau par an

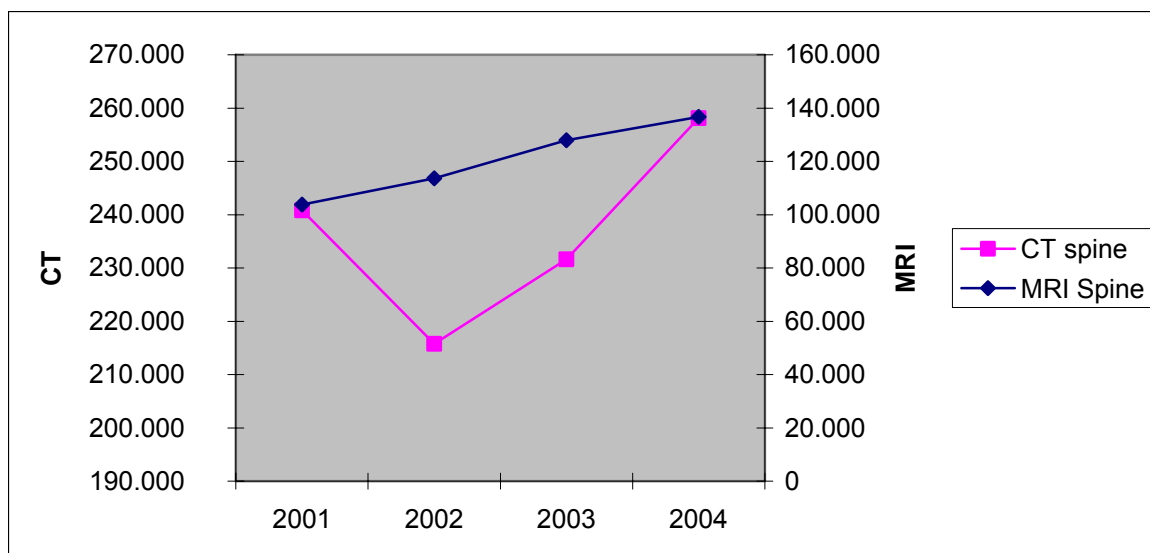


Figure 17 : nombre d'examens du rachis par an.

Ces chiffres démontrent qu'actuellement il n'y a pas de substitution complète du CT par l'IRM.

Une étude récente (Collège d'Imagerie Médicale, 2005) portant sur la majorité des services d'imagerie démontre que, lorsqu'ils sont équipés d'IRM, la balance examens CT/examens IRM est d'environ 2/1 alors qu'à l'échelle nationale cette balance est de 3/1. Les données peuvent être biaisées par la courte période d'analyse de données. Pour rappel, les données IRM ne sont disponibles que depuis fin 2000.

2.4 Evaluation de l'activité CT en fonction de l'âge des patients

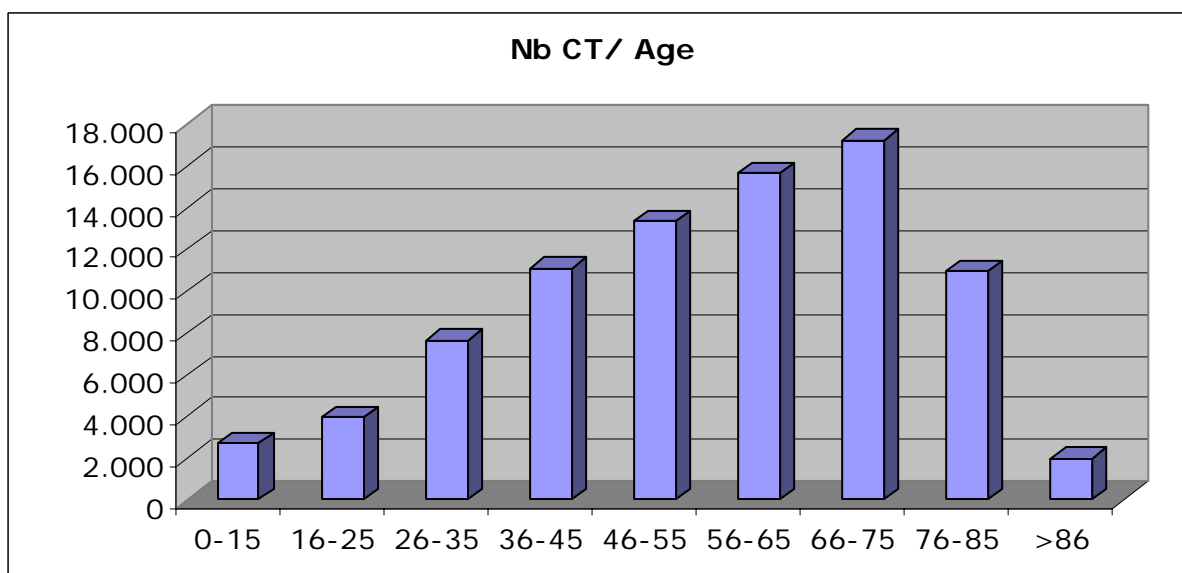


Figure 18 : analyse de l'utilisation du CT en fonction de l'âge des patients

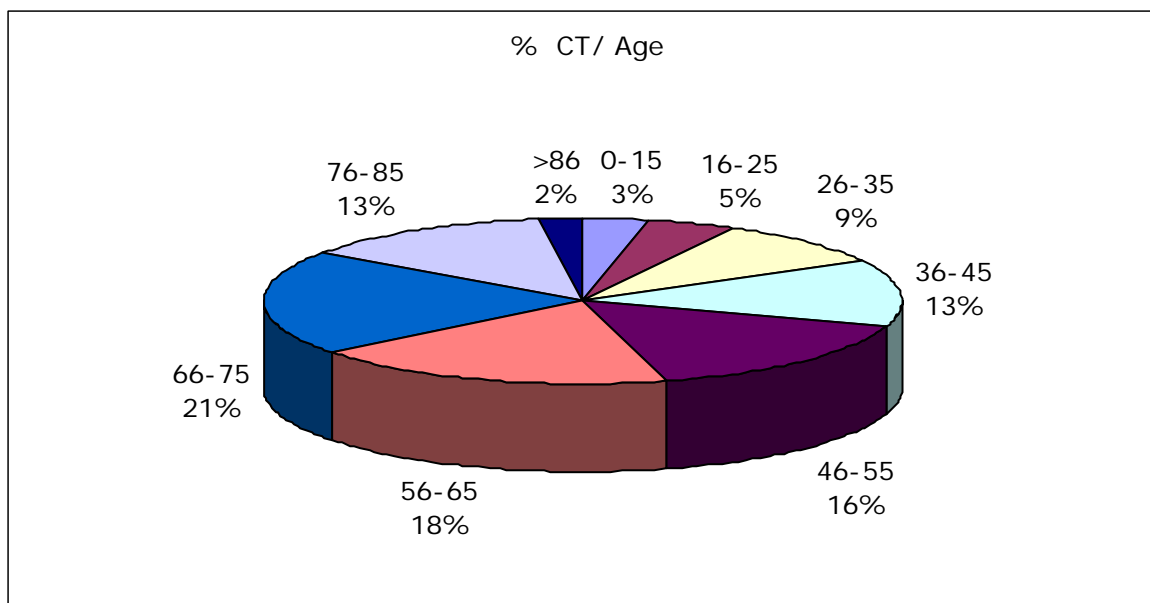


Figure 19 : Pourcentage de l'utilisation par tranche d'âge.

Ces chiffres reposent sur l'évaluation de l'activité 2003 de trois institutions représentatives de l'activité CT en Belgique (KUL Gasthuisberg, Leuven, ULB Hôpital Erasme, Bruxelles, RHMS, Baudour). On constate que 70% des examens CT sont réalisés sur une population âgée de plus de 45 ans. La population pédiatrique (0-15 ans) représente 3%, les adolescents et adultes jeunes (16-35 ans) représentent 14%. La large majorité des explorations CT s'adressent donc à une population adulte et du troisième âge. Cette répartition correspond évidemment à la prévalence des pathologies lourdes dans ces tranches d'âge. Ce type de données liées à l'âge devrait permettre d'évaluer plus précisément les risques liés à l'irradiation de la population. La généralisation de leur emploi au niveau des statistiques de l'INAMI est recommandée.

3. Evaluation de l'exposition aux rayonnements ionisants liée à l'utilisation du CT

3.1 Introduction

Pour pouvoir étudier la dose collective due au CT, il est nécessaire de connaître la dose efficace moyenne par examen CT ainsi que le nombre d'examens CT réalisés dans notre pays. La « dose efficace » dépend du volume irradié ; il est dès lors nécessaire de différencier par « type d'examen CT » aussi bien les doses que le nombre d'examens. La dose efficace ne peut être directement mesurée mais peut être obtenue à partir de paramètres d'exposition propres au scanner, détaillés au paragraphe 3.2. Jusqu'à présent, ces valeurs n'ont pas été systématiquement mesurées en Belgique. Nous devons nous limiter à une évaluation des doses moyennes par type d'examen. On peut néanmoins s'attendre à rencontrer, d'un service de radiologie à un autre, des variations importantes des doses délivrées lors de ces examens.

En raison de l'évolution technique rapide à l'heure actuelle, il faut tenir compte en outre dans l'évaluation du risque de :

1. L'introduction des scanners multi-détecteurs qui permettent d'acquérir plus rapidement les coupes, de scanner des volumes plus grands ou un volume semblable avec une résolution plus fine et, à partir de ces données, de reconstruire des images de haute résolution.

Le tableau suivant montre l'impressionnante évolution technique des CT scanners depuis leur apparition en 1972 :

Technical evolution From slice imaging to isotropic voxels				
	1972	1980	2000	2005
Minimum scan time	300s	5-10s	0.3-1s	Multi-slice N = 64
Data per 360° scan	58 kB	1 MB	42 MB	
Data per spiral scan			200-500 MB	Isotropic voxels 0.3 mm ³
Slice thickness	13mm	2-10mm	0.5-5mm	
Spatial resolution	3 lp/cm	8-12lp/cm	12-25lp/cm	cardio, angio, perfusion, functional
Contrast resolution	5mm/5HU 50mGy	3mm/3HU 30mGy	3mm/3HU 30mGy	

Tableau 3 : Evolution technique du CT (Buls, 2005).

Néanmoins, cette évolution technologique entraîne une augmentation de dose qui varie d'une région corporelle scannée à l'autre et d'une marque de CT à l'autre. Cette augmentation peut être importante pour certains types d'examens et certaines machines comme le rapporte Heneghan (2003) (tableau 4).

Organ	Single- detector row CT dose (mGy)	Multi- detector row CT dose (mGy)
Breast	0.63	1.5
Thyroid	0.19	0.21
Lung	0.8	3.2
Stomach	10	19
Small intestine	12	20
Colon	12	20
Kidneys	13	20
Bone marrow	9.6	16
Ovaries	9.4	15

Tableau 4 : Summary of organ doses with reduced dose 100 mA scanning protocols and single- and multi- detector row CT-scanners (d'après Heneghan, 2003)

Comme le remarque S.J.Yates (BJR, 2004), il est vraisemblable que l'augmentation de la dose efficace observée pour les appareils multi-détecteurs entraînera un accroissement de la dose collective, déjà substantielle due au CT. C'est particulièrement le cas lorsqu'elle est associée à une utilisation accrue du CT dans les hôpitaux.

2. De nouvelles applications de la tomodensitométrie ont vu le jour ou sont à l'étude. Elles seront de plus en plus fréquemment utilisées dans le futur et sont examinées en détail au § 3.3.

3.2 Evaluation de la dose efficace moyenne à partir des paramètres d'exposition en CT Scanner.

La dose résultant d'un examen déterminé dépend de différents paramètres :

1. les paramètres d'exposition caractéristiques de l'examen : tension (kVp), filtration, courant (mA), temps de rotation, collimation et pitch. Ces paramètres sont affichés sur la console. La dose résultante peut être mesurée, de manière standardisée, dans des fantômes constitués de matériaux bien connus.
2. la partie du corps exposée et la distribution de la dose dans cette région anatomique.

Pour obtenir la dose efficace, à partir de ces paramètres d'exposition, quatre étapes sont nécessaires :

- a. la dose délivrée en utilisant les paramètres d'exposition caractéristiques est mesurée dans des fantômes standards. Ces valeurs de dose sont éventuellement affichées sur l'appareil.
- b. les facteurs de conversion permettant de déterminer les doses efficaces à partir de ces données standards sont calculés ou évalués.
- c. les paramètres d'exposition ainsi que les données se rapportant au patient (par exemple la longueur scannée et le poids) sont notés pour une série d'examens type. Cet enregistrement doit se faire à travers tout le pays pour pouvoir fixer une dose population.
- d. pour chaque patient, la dose efficace doit enfin être calculée à partir de la dose totale reçue par le patient lors de l'examen ainsi que des facteurs de conversion adéquats pour chaque organe irradié. La dose efficace moyenne au sein d'un groupe de patients peut alors être calculée.

Grandeurs dosimétriques mesurables

Les grandeurs dosimétriques utilisées en CT pour exprimer la dose-patient sont :

- Le CTDI ou Computed Tomography Dose Index, exprimé en mGy, représente l'intégrale sur 100 mm le long d'une ligne parallèle à l'axe de rotation du profil de dose dans une coupe divisée par l'épaisseur de coupe (T) fois le nombre de coupes simultanées (N).

$$CTDI_{100,x} = 1/(TxN) \int_{-50mm}^{50mm} D(z)dz \quad (\text{mGy/mAs})$$

Il peut être mesuré, à l'aide d'une chambre d'ionisation de type crayon (10 ou 14 cm), dans l'air ($CTDI_{air}$) ou dans un fantôme au centre ($CTDI_c$) et à la périphérie ($CTDI_p$), on obtient alors le CTDI pondéré ($CTDI_w$). En divisant par le rapport du déplacement de la table (Δd) à l'épaisseur de coupe total (NxT)(pitch), on obtient le CTDI volumique ($CTDI_{vol}$)

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_c + 2/3 CTDI_p$$

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / CT \text{ pitch factor, avec } CT \text{ pitch factor} = \Delta d / NT$$

Δd : déplacement table

N : nombre de coupes

T : épaisseur de coupe

-Le produit dose longueur ou Dose Length Product (DLP), par analogie au DAP (Dose Area Product : Produit Dose Surface), caractérise la dose associée à l'examen complet en tenant compte de la longueur scannée (L) :

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (\text{mGy.cm})$$

Cette grandeur est bien corrélée avec la dose absorbée dans le volume exploré. Elle paraît être le meilleur indicateur utilisable en temps réel pour évaluer les pratiques radiologiques.

La plupart des CT scanners affichent, en début d'examen ou a posteriori soit le DLP, soit le $CTDI_{vol}$, soit les mAs cumulés pour la totalité de l'examen, soit une combinaison des trois. Le tableau suivant illustre quelques-unes de ces valeurs pour des examens courants.

	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy.cm)
CT Head*	60	1050
CT Chest**	20	500
CT Abdomen***	30	650

Tableau 5 : Doses CT exprimées en CTDI_w et DLP, d'après *Britten, A.J al., 2004; * Mullins ME et al., 2004** PRASAD et al, 2002 ;***KALRA et al., 2002;

Dose efficace

Pour donner un aperçu du risque pour la santé relatif aux différents modes d'exposition de la population, l'indicateur performant de la radioprotection, la dose efficace (effective dose) permet la sommation des risques relatifs aux différents organes exposés. Cette unité de valeur a démontré ses mérites dans l'analyse du risque lié à l'exposition professionnelle. Le but de l'estimation de la dose efficace est d'obtenir un indicateur du risque individuel et de la relative importance des doses collectives reçues. Cet indicateur se base dès lors sur l'extrapolation linéaire sans seuil de la relation dose-effet en estimant grossièrement le risque global d'effets stochastiques radio-induits à long terme.

En ce qui concerne la radioprotection, l'ICRP utilise une hypothèse LNT (relation dose-effet linéaire sans seuil). L'estimation du risque est cependant corrigée par un facteur 2 pour les faibles débits de dose absorbée (DDREF, Dose and Dose Rate Reduction Factor), ce qui correspond pour la leucémie avec l'utilisation du terme linéaire d'une relation quadratique linéaire. Cette correction n'est pas nécessairement pertinente pour des débits de dose élevés lors de l'application de rayons X en radiologie.

Le concept de dose collective (sommation des doses efficaces pour différentes activités entraînant une exposition) exige toutefois de nuancer fortement l'estimation du risque pour la population irradiée. Le concept de base de dose efficace comme indicateur de risque est souvent mis en cause en radiologie. En raison de la différence de risque d'exposition liée à l'âge, l'évaluation du risque ne peut pas être appliquée de manière linéaire. Si la population exposée n'est pas homogène en fonction de l'âge comme en radiologie, l'application d'un seul facteur de risque par unité de dose efficace peut amener à des estimations sous- ou surévaluées dépendant de l'âge.

D'autre part, une sommation de faibles doses sur de longues périodes ne constitue pas un bon indicateur de risque pour une exposition de courte durée à des débits de dose élevés comme c'est le cas pour le CT.

En radiologie, l'exposition corporelle est très variable. Par conséquent, le concept global de la dose efficace ne permet pas d'identifier l'organe le plus vulnérable au risque radioactif. La dose organe constituerait un meilleur indicateur de risque.

Nombre d'auteurs essaient d'établir des relations avec les grandeurs dosimétriques mesurables en physique médicale (Buls, 2005, Struelens, 2005). Ces grandeurs sont souvent mieux adaptées dans le cadre de l'optimisation de la dose au patient que la dose efficace. Différentes publications sont déjà parues dans lesquelles les facteurs de conversion sont établis afin de relier ces grandeurs opérationnelles (DLP, CTDI) à la dose efficace. Des études ont été effectuées en Belgique et à l'étranger afin de quantifier l'incertitude au sujet des facteurs de conversion et de la dose efficace due aux différentes conditions possibles d'exposition (position du champ irradiant, anatomie du patient, énergie du faisceau irradiant, ...).

Une conversion des grandeurs dosimétriques mesurables en doses organe pour une indication du risque peut également d'avérer très utile, en particulier pour les enfants. L'incertitude quant aux facteurs de conversion aux organes due à différentes conditions d'exposition possibles dépend de la position de l'organe par rapport au champ du rayonnement.

La figure suivante, extrait d'une présentation de N.Buls (VUB) présente quelques valeurs de dose efficace en fonction de l'âge du patient, calculées à partir de produits dose longueur et de coefficients de conversion adéquats. Le rapport de la dose efficace adulte à la même dose chez l'enfant de moins d'un an a également été calculé et illustre la nécessité de l'optimisation de la dose pour la population pédiatrique.

CT dose indices

Effective dose (E)

- Robust estimates from DLP by region specific conv. coeff.

Region of body	Effective dose per DLP (mSv (mGy cm) ⁻¹) by age					ratio
	0 y old ^a	1 y old ^a	5 y old ^a	10 y old ^a	Adult ^b	
Head & neck	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031	
Head	<u>0.011</u>	0.0067	0.0040	0.0032	<u>0.0021</u>	5.2
Neck	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059	
Chest	<u>0.039</u>	0.026	0.018	0.013	<u>0.014</u>	2.8
Abdomen & pelvis	<u>0.049</u>	0.030	0.020	0.015	<u>0.015</u>	3.3
Trunk	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015	

Notes:
^aAll data normalised to CTDI_w measured in the 16 cm diameter CT dosimetry phantom.
^bData for the head & neck regions normalised to CTDI_w in the 16 cm diameter CT dosimetry phantom; data for other regions normalised to CTDI_w in the 32 cm diameter CT dosimetry phantom.

Shrimpton PC (2000), Radiat. Prot. Dosim. 90:249-252.

Figure 20 : Estimations de la dose efficace à partir des données DLP (Shrimpton PC, 1990)

Les CTDI_w, CTDI_{vol} et DLP sont des grandeurs de base utilisées non seulement pour le calcul de la dose efficace mais également pour la détermination des « niveaux de référence diagnostiques » et pour l'optimisation des paramètres techniques de l'examen. La notion de niveau de référence diagnostique provient de la Directive Euratom 97/443, transposée en droit belge dans l'AR de juillet 2001. La définition proposée par la Directive est la suivante : « niveaux de dose établis dans les pratiques radiologiques pour des examens types sur des groupes de patients ou sur des fantômes types. Ces niveaux ne devraient pas être dépassés pour les procédures courantes si des pratiques bonnes et normales en matière de diagnostic et de performances techniques sont appliquées ».

Ces niveaux de référence (DRLs) ne sont donc pas des valeurs moyennes. Le NRPB (NRPB 1992) définit ce niveau comme « le 75^e percentile de la distribution des doses enregistrées pour un examen donné dans un échantillon de patients de taille standard ». Pour les examens CT, ces niveaux de référence sont exprimés en CTDI_w, CTDI_{vol} ou DLP.

Il n'existe actuellement pas de niveaux de référence diagnostiques en Belgique (NRD-DRL). Ceux-ci doivent être établis au plus vite. En attendant, l'AR du 21/07/2001 recommande l'utilisation des données publiées dans les guidelines européens "EC 97/43".

Le vade-mecum relatif à l'utilisation des rayons X en pratique médicale, issu des travaux du Consilium Radiologicum et récemment publié par l'AFCN, se réfère quant à lui aux données françaises publiées au Journal Officiel. Quelques-unes de ces valeurs sont rassemblées dans le tableau suivant.

	CTDI (mGy)		DLP (mGy.cm)	
	France JO 12/2/2004 NRD	EC 97/43 1999	France JO 12/2/2004 NRD	EC 97/43 1999
Head	58	60	1050	1050
Chest	20	35	500	780
Abdomen	25	35	650	780
Pelvis	25	35	450	570

Tableau 6 : niveaux de référence exprimés en CTDI et DLP pour des examens standards

Des publications récentes (Britten, 2004; Mullins, 2004; Prasad, 2002; Kalra, 2002) ainsi que la thèse de doctorat du Dr D. Tack (2005) montrent que l'introduction de techniques de réduction de dose permettrait d'amener ces niveaux de référence à une valeur de l'ordre de 50% des valeurs mentionnées ci-dessus. Ces possibilités d'optimisation sont abordées au paragraphe 5.3 de ce rapport.

3.3 La contribution du CT à l'exposition globale de la population aux radiations ionisantes

Malgré les nuances mentionnées ci-dessus, la dose efficace a cependant démontré son intérêt dans l'évaluation des différentes expositions aux rayonnements ionisants dans le cadre des activités humaines. Elle a aussi permis de situer à l'intérieur de la radiologie les expositions dominantes telles que mises en évidence dans les études mentionnées dans le rapport MIRA de la Vlaamse Milieumaatschappij et dans l'article récemment paru dans Health Physics (2006) concernant les expositions médicales au Luxembourg

La « Vlaamse Milieu Maatschappij » présente chaque année depuis 1996 un rapport annuel sur l'environnement dont une partie importante concerne l'utilisation des RI. Ces rapports accordent aussi une place à l'estimation de l'exposition de la population flamande aux examens radiologiques et à l'évolution de ceux-ci.

L'initiative de faire un rapport (MIRA (*Milieu en Natuurrapport Vlaanderen*, VMM, www.mira.vmm.be), sur l'état de l'environnement dans un sens large s'inscrit dans un cadre international suivant une méthodologie originalement développée à l'OCDE. Elle est basée sur des indicateurs de l'impact sur la santé et l'environnement de nombre d'activités humaines.

L'utilisation de l'indicateur dose moyenne efficace pour l'exposition médicale dans le rapport de MIRA se déroule selon une logique bien précise évaluée par un comité de review annuel, composé de spécialistes en physique médicale et de représentants de l'AFCN.

Le centre nucléaire de Mol coordonne le chapitre "Rayonnements ionisants". La VUB et l'Institut Supérieur Industriel de Bruxelles ont développé les indicateurs médicaux. Une initiative semblable a démarré récemment en Région wallonne.

La contribution de la radiologie et du CT en particulier

Le rapport MIRA situe l'exposition en radiologie à un niveau relativement élevé dans l'exposition globale, comparable à l'exposition au radon qui varie également parmi la population mais est de nature plus continue. Comme l'indique la figure 21, les applications médicales représentaient 48% en 2003, presque autant que l'exposition naturelle (H. Mol, 2005 pour VMM, MIRA, Vanmarcke et al, 2005)

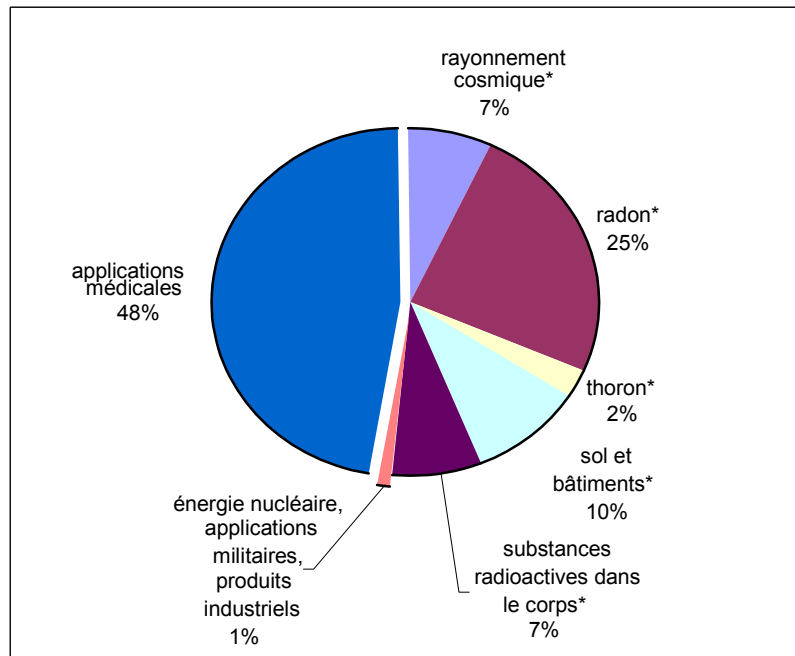


Figure 21 : Contribution relative de l'exposition médicale dans la totalité des expositions de la population flamande aux rayonnements ionisants, utilisant l'indicateur dose efficace moyenne (Vanmarcke et al, MIRA, 2005)

Cette estimation repose essentiellement sur des données relatives aux examens remboursés par l'INAMI, tels que ceux décrits dans les chapitres précédents. Afin de vérifier la fiabilité de ces données, une comparaison a été réalisée dans quelques services de radiologie pour savoir quel pourcentage des examens effectués ne sont pas facturés à l'INAMI quelle qu'en soit la raison. Les raisons possibles sont:

- L'examen est remboursé par un autre organisme financier: assurance, entreprise, ...
- Le patient ne semble pas être assuré et ne dispose pas de moyens suffisants.
- En raison des règles de remboursement de l'INAMI.

Dans un grand service de radiologie, il semble qu'environ 900 examens sur un total de 150.000 effectués, soit 0.6%, ne soient pas remboursés par l'INAMI. En pratique radiologique privée, ce pourcentage est estimé à 0.2%. Un autre grand service de radiologie a effectué une analyse du nombre d'examens non remboursés sur base du troisième critère, les règles de remboursement de l'INAMI. Il en ressort que des 163.000 examens 5.000 n'ont pas fait l'objet de remboursement; les chiffres de l'INAMI réalisent dans ce cas donc une sous-estimation d'environ 3%. Sur base de ces données, il semble justifié d'utiliser les données de l'INAMI pour effectuer une estimation de la dose. L'erreur que l'on fait est relativement réduite.

Pour l'estimation de la dose efficace, on a utilisé des valeurs de dose organe pour différents examens standards. Ces valeurs ont été en partie collectées dans les services de radiologie

en Flandre. Pour une autre partie, il a été fait appel à des valeurs de la littérature. Les différentes données utilisées figurent dans le tableau 7.

Examen	dose mSv	Source
Poumons	0,15	H.Mol 2001
Extrémités	0,06	UNSCEAR 2000
Vertèbres dorsales	2,6	H.Mol 2001
Pelvis	0,83	UNSCEAR 2000
Crâne	0,07	UNSCEAR 2000
Cavité abdominale	0,92	H.Mol 2001
Système digestif	5	UNSCEAR 2000
Cholécystographie	2,3	UNSCEAR 2000
Urographie	7,9	H.Mol 2001
Vaisseaux sanguins	12	UNSCEAR 2000
Glande mammaire	0,51	UNSCEAR 2000
CT (en moyenne)	7,7	H.Mol 2001
tomographie osseuse (en moyenne)	0,88	UNSCEAR 1993

Tableau 7 : Dose efficace par type d'examen selon la source spécifiée

Les figures 22 et 23 indiquent la fréquence des différentes techniques radiologiques en Belgique en 2003 et l'exposition consécutive à celles-ci. On y constate que les examens CT, bien qu'ils ne représentent que 10% du nombre d'examens effectués, sont responsables de plus de 50% de l'exposition. La dose annuelle moyenne par habitant due aux examens radiodiagnostics en Belgique est de cette manière estimée à 1,77 mSv, la part des examens CT y est de 0,97 mSv.

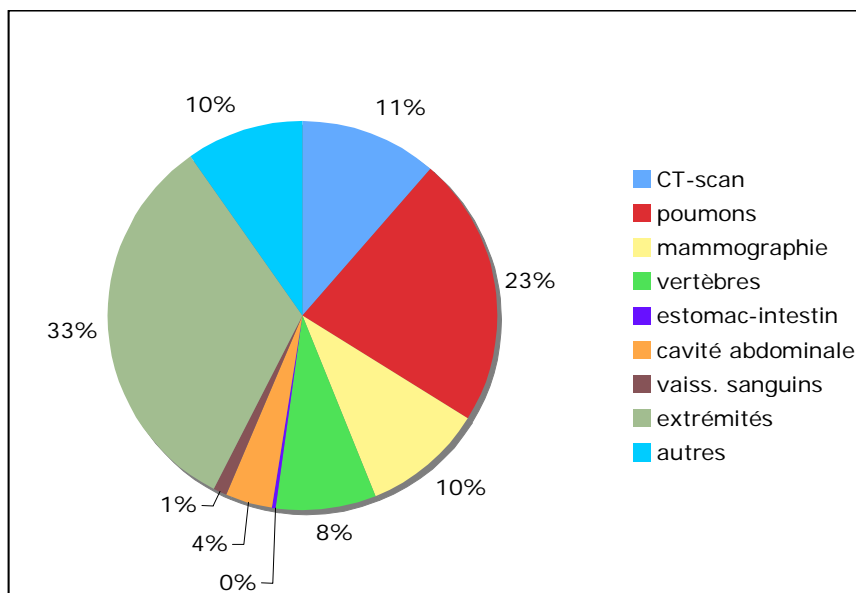


Figure 22 : Proportion des différentes techniques dans le nombre d'examens radiologiques effectués en 2003

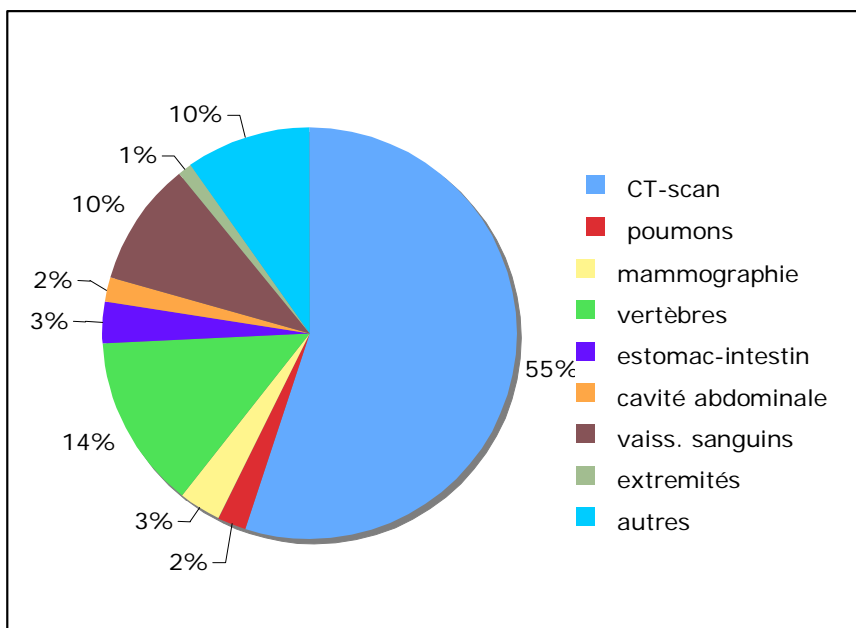


Figure 23 : Proportion des différentes techniques radiologiques dans la représentation de la dose efficace moyenne.

Ces données peuvent être comparées avec des données de littérature provenant d'autres pays européens. Un certain nombre de données sont reprises dans le tableau 8 ci-dessous.

	Belgique	Pays-Bas	Royaume Uni
	2003	2002	2002
Examens radiologiques (pour 1 000 habitants)	1 113	515	379
Proportion CT (%)	11	8	7
Examens médecine nucléaire (pour 1 000 habitants)	54	18	9
Exposition médicale moyenne par habitant (mSv/an)	2,0	0,54	0,38

Tableau 8 Comparaison internationale du nombre d'examens en radiologie et en médecine nucléaire et de l'exposition médicale exprimée en dose efficace moyenne (MIRA, 2005; RIVM/ims, 2006; Hart, 2004; Aroua, 2002)

L'exposition annuelle moyenne par habitant exprimée comme telle est élevée en Belgique par rapport aux autres pays du tableau. Cette différence s'explique principalement par le nombre important d'examens, environ deux fois plus qu'aux Pays-Bas et trois fois plus qu'au Royaume-Uni. Une autre différence est la proportion relativement élevée des examens CT. A ce sujet, il faut toutefois faire remarquer que la croissance du nombre d'examens CT en Belgique est relativement faible durant les dernières années (voir figure 8), tandis qu'aux Pays-Bas par exemple, on constate une forte croissance de la proportion de CT, comme indiqué à la figure 24).

Ceci peut s'expliquer par la disponibilité de l'appareillage radiologique pour la population (voir tableau 1a,b,c) ainsi que le nombre de radiologues rapportés à la population (Par million d'habitants Belgique 140, Pays Bas 42, Royaume Uni 32 dans *Benchmarking Radiological Services in Europe* EAR 2002).

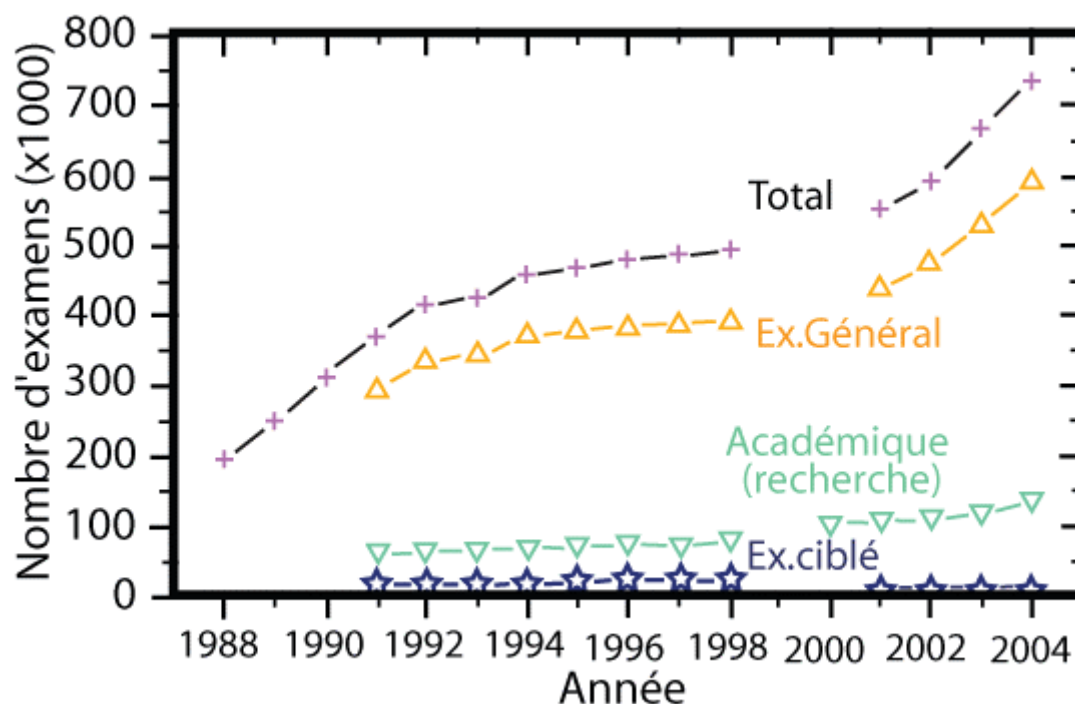


Figure 24 : Evolution du nombre d'examens CT aux Pays-Bas (www.rivm.nl/ims).

Il est courant de comparer la dose efficace moyenne de différents examens radiologiques et donc d'examiner l'impact relatif de chacun dans l'exposition globale de la population. Le tableau 9 suivant indique à titre d'exemple le niveau des doses efficaces qui peuvent être délivrées par certaines explorations CT par rapport à des examens de radiologie conventionnelle et de médecine nucléaire, comme mesurés et estimés aux Etats-Unis. Ceci souligne l'importance de l'exposition au CT dans le risque global d'irradiation pour la santé publique.

Indépendamment des nuances mentionnées ci-dessus (voir 3.2) au sujet de l'utilisation de la grandeur dose collective, cela permet néanmoins d'indiquer quelques priorités en radiologie pour la protection du patient et l'impact potentiel pour la santé publique.

Investigation	Effective dose (mSv)
---------------	----------------------

Radiography

Extremities (eg knee)	0.01
Chest	0.02
Skull	0.1
Cervical spine	0.1
Dorsal spine	1.0
Lumbar spine	2.4
Hip	0.3
Pelvis	1.0
Abdomen	1.5
Biliary tract	1.3
Barium studies	
Oesophagus	2.0
Stomach	5.0

Small bowel	6.0
Large bowel	9.0
Intravenous urogram	4.6

CT examinations

Brain	2.0
Cervical spine	3.0
Thoracic spine	6.0
Chest	8.0
Abdomen	8.0
Lumbar spine	3.5
Pelvis	7.0

Nuclear medicine examinations

^{99m}Tc studies

Bone imaging	3.6
Cerebral perfusion	4.5
Lung perfusion	1.0
Myocardial perfusion	5.0
Thyroid imaging	1.0
DTPA renogram	1.6
DMSA renal	0.4
Hepatobiliary	2.3
Liver colloid	0.7
Gastric emptying	0.3
HMPAO leucocytes	2.8

Other radionuclides

²⁰¹ Tl-myocardial	18.0
¹²³ I-thyroid	4.4
¹²³ I-MIBG	5.6
¹¹¹ In-leucocyte	9.6
¹¹¹ In-bowel transit	2.0

Tableau 9 : Doses efficaces de différentes modalités d'imagerie médicale exprimées en mSv (d'après Radiographics; Sept 99)

3.4. Réflexions sur l'évolution technologique et les techniques spéciales

Dans l'évaluation du risque dans le futur proche, il faut tenir compte de l'introduction des CT à multi-détecteurs 32-64 canaux qui va étendre les applications actuelles de la technique vers le domaine du dépistage et des pathologies cardio-vasculaires. L'impressionnante évolution technique observée entre 1972, aube du CT scanner et aujourd'hui fait passer le détail observable de 1,3 à 0,3 mm.

L'évolution technologique des CT scanners permet à présent une analyse de grands volumes avec une haute résolution. Ceci a conduit au développement de nouvelles indications:

- depuis 1993, l'angio CT
- depuis 1993, le CT interventionnel (radiologie interventionnelle sous contrôle CT continu)
- depuis 1995, Le CT des voies urinaires
- depuis 1997, la coloscopie virtuelle (plus largement l'endoscopie virtuelle)
- depuis 2000, le CT cardiaque, exploration des coronaires et du myocarde

Ces nouvelles indications ont contribué à remplacer partiellement voire complètement d'autres techniques diagnostiques parfois irradiantes

- l'angiographie diagnostique (pulmonaire, rénale, etc)
- le lavement baryté

Des réductions de l'exposition de la population ont donc été observées pour certains examens alors que pour le scanner, l'effet inverse s'est produit, du fait du développement de ces nouvelles indications, malgré le développement parallèle des techniques IRM non irradiantes.

Dans la suite du chapitre 3, trois techniques constituant un exemple de techniques importantes au niveau médical et présentant un impact de risque particulier seront discutées : la colonoscopie virtuelle, la corono CT et le CT interventionnel. Ces techniques offrent des opportunités considérables d'optimisation de la dose.

L'utilisation nuancée de l'ensemble des grandeurs dosimétriques reste donc indiquée dans l'optimisation de la dose pour ces technologies nouvelles.

3.4.1. Colonoscopie Virtuelle

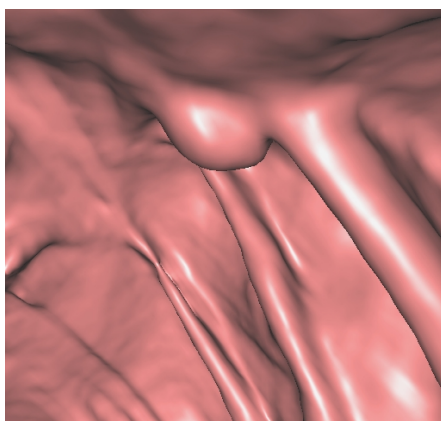


Figure 25 : Endoscopie virtuelle et endoscopie classique mettant en évidence un polype du colon chez une femme de 70 ans.

Dans les pays occidentaux, le cancer colorectal (CRC) reste une cause majeure de décès. L'immense majorité de CRC survient au départ de polypes adénomateux préexistants (adénomes) évoluant vers un carcinome sur une période d'environ 10 ans (Morson, 1966 et Stryker, 1987). La prévalence de tels adénomes chez des sujets âgés de ≥ 60 ans est de 20-40% selon les résultats d'une série d'endoscopies (Johnson, 1990- Lieberman, 2000 – Imperiale, 2000). L'identification et la résection consécutive de ces adénomes engendrent une diminution significative de l'incidence du CRC (Atkin, 1992 – Winawer, 1993).

La colonographie CT virtuelle (CTC) est une nouvelle technique émergente pour le test de dépistage non invasif de polypes et de petites tumeurs (Winawer, 1993 – Fletcher, 2000) – Luboldt, 2002) – Pickardt, 2003). Le CTC est capable d'identifier et de mesurer des polypes, permettant une stratification du risque chez les patients en fonction de la taille du polype et le choix subséquent d'une colonoscopie conventionnelle avec résection du polype.

Bien que la population cible pour le test de dépistage soit âgée de 50 ans ou plus, il est pertinent de prendre en considération l'exposition aux radiations, même si la dose est relativement faible. Selon la littérature (Van Gelder, 2004), ces doses varient de 8 mSv (@ 65mAs) à 12 mSv (@ 100 mAs). Afin d'évaluer les risques potentiels inhérents aux radiations, la dose efficace du CTC peut être déduite du produit dose-longueur (DLP).

La dose efficace totale peut être calculée en multipliant le DLP par un facteur de conversion proposé par la Commission européenne (EUR16262, 1999). Nous supposons que l'abdomen était équivalent à 2/3 abdomen supérieur (facteur de pondération 0,015) et 1/3 pelvis (facteur de pondération 0,019). La dose minimale correspondrait à 3/3 abdomen supérieur, tandis que la dose maximale correspondrait à 3/3 pelvis. D'autres facteurs de pondération, tels que mentionnés dans la littérature, donneraient d'autres résultats (Jessen, 1999).

Dans une étude de population effectuée à la KUL (nombre de patients, n=182), D.Bielen et coll. ont utilisé différents protocoles à faible dose optimisés pour le CTC (tableau 10).

Dose protocol	Number patients of	kV	mAs	Collimation (mm)	Feed (mm)
Supine	182	120	55	16 x 0,75	11
Prone P1	54	120	55	16 x 0,75	11
Prone P2	85	120	55	16 x 1,50	22
Prone P3	24	100	50	16 x 0,75	11
Prone P4	19	140	15	16 x 0,75	11

Tableau 10 : Low dose scan protocols for CTC (D.Bielen, 2005)

Pour les acquisitions sur le dos, le DLP était de 94-189 mGy cm (moyenne 145 mGy cm). La dose efficace calculée était de 1,5-3,1 mSv (moyenne 2,4 mSv).

Pour les acquisitions sur le ventre, les DLP étaient de 125-180 mGy cm (moyenne 156 mGy cm) pour P1; 101-177 mGy cm (moyenne 149 mGy cm) pour P2; 69-107 mGy cm (moyenne 89 mGy cm) pour P3; et 53-79 mGy cm (moyenne 64 mGy cm) pour P4 tableau 11, et les doses efficaces calculées correspondantes pour P1 2,0-2,9 mSv (moyenne 2,5 mSv); pour P2 1,6-2,9 mSv (moyenne 2,5 mSv); pour P3 1,1-1,7 mSv (moyenne 1,4 mSv); et pour P4 0,9-1,3 mSv (moyenne 1,0 mSv) (Tableau 12).

Scan Parameters		DLP (mGy cm)		
kV/mAs	Collimation	Min	Mean	Max
Supine 120/55	16 x 0,75mm	94	145	189
Prone 120/55	16 x 0,75mm	125	156	180
Prone 120/55	16 x 1,50mm	101	149	177
Prone 100/50	16 x 0,75mm	69	89	107
Prone 140/15	16 x 0,75mm	53	64	79

Tableau 11 : Dose-length-product per scan protocol (D.Bielen, 2005)

La dose efficace totale calculée pour les acquisitions conjuguées sur le dos et sur le ventre va de 2,8 à 5,9 mSv, mais la dose la plus élevée est délivrée par un protocole dose 'élevée' et résolution 'élevée' (3,9-5,9 mSv (moyenne 4,9 mSv)) et la plus basse celle résultant d'un protocole dose 'basse' et résolution 'élevée' (2,8-3,8 mSv (moyenne 3,3 mSv)) (tableau 12).

Scan Parameters (Supine 120/55 +...)		Effective dose (mSv)		
kV/mAs	Collimation	Min	Mean	Max
Prone 120/55	16 x 0,75mm	3,9	4,9	5,9
Prone 120/55	16 x 1,50mm	3,2	4,8	5,7
Prone 100/50	16 x 0,75mm	2,9	3,9	4,8
Prone 140/15	16 x 0,75mm	2,8	3,3	3,8

Tableau 12 : Dose efficace par protocole du scan (D.Bielen, 2005)

Les valeurs de dose efficace qui en découlent ont été comparées avec la dose annuelle de base pour la Belgique (à savoir 2,6 mSv) (Van Marcke, 1996). Ces doses correspondaient à 1,5-2,3 fois la dose collective annuelle (moyenne 1,9) pour le protocole dose 'élevée' et résolution 'élevée' (S + P1) et 1,1-1,5 fois la dose annuelle de base (moyenne 1,3) dans le protocole dose 'basse' et résolution 'élevée' (S + P4) (Van Marcke, 1996).

En outre, le risque d'induction de cancers fatals supplémentaires à celui de la population non irradiée a été calculé en tenant compte à la fois d'un âge de 50 ans au moment de l'examen, de l'hypothèse linéaire sans seuil et de l'estimation d'un risque de 50/million/mSv (ICRP 1991, Mayo 2003). Ceci entraîne un cancer fatal chez 1 personne sur 3390-5128 (moyenne 1/4082) pour le protocole dose 'élevée' et résolution 'élevée' (S + P1) et 1 personne sur 5236-7143 (moyenne 1/6061) dans le protocole dose 'basse' et résolution 'élevée' (S + P4). D'après la littérature (Brenner, 2005), le risque absolu de cancer durant la vie pour le CTC si l'on utilise les protocoles caractéristiques de scanner actuel est d'approximativement 1 sur 7143 pour le CTC conjugué sur le dos et sur le ventre chez une personne de 50 ans, et d'environ 1 sur 429 chez une personne de 70 ans.

En conclusion, pour des paramètres de scanning donnés (kV; mAs; collimation, déplacement de table par rotation), la dose de radiation efficace totale de la colonographie CT peut être calculée à partir du produit dose-longueur et se situe dans une fourchette de 2,8 à 5,9 mSv pour la population étudiée. On peut l'exprimer comme une dose supplémentaire par rapport à la dose annuelle de base (1,1-2,3 fois pour la Belgique) ou comme un risque d'induction de cancers fatals supplémentaires (1 personne /3390-7143).

L'adaptation et l'optimisation des paramètres du scanning permettent de maintenir la dose au patient aussi basse que raisonnablement possible.

3.4.2. coronarographie CT (CCT)

L'importance médicale et socio-économique de la pathologie ischémique cardiaque est un incitant majeur au développement de techniques d'imagerie médicale des coronaires non invasives. Encore en phase d'évaluation, cette technique est susceptible à l'avenir de remplacer un certain nombre d'indications de coronarographie classique.

Acquisition et formation de l'image

Les paramètres techniques d'acquisition de base de l'imagerie du cœur sont similaires à toute exploration thoracique mais nécessitent des éléments particuliers. La visualisation des artères coronaires est optimale en phase diastolique du cycle cardiaque. Ainsi, pour une fréquence cardiaque à 60 battements/minute la durée de la diastole est d'environ 750 ms, ce qui permet d'avoir une fenêtre temporelle d'acquisition assez large. C'est la raison pour laquelle on utilise une synchronisation à l'électrocardiogramme. Celle-ci va être utilisée comme déclencheur de l'acquisition et va servir à la reconstruction des différentes phases cardiaques (acquisition rétrospective). La durée d'acquisition participe également à la limitation des artéfacts de respiration. Les appareils à 64 détecteurs permettent des temps d'acquisition de 6-14 secondes avec des pixels de 0.4x0.4 mm. Rappelons que le diamètre des coronaires varie de 5 mm à 1 mm. La résolution spatiale est donc primordiale. L'examen nécessite l'injection intraveineuse de produit de contraste.

Post traitement

Si l'acquisition et la formation de l'image proprement dites ne requièrent que quelques minutes, le post traitement et le diagnostic nécessitent nettement plus de temps et reposent sur l'aide de logiciels spécifiques qui donnent une vision tridimensionnelle des artères coronaires et permettent leur analyse précise.



Figure 26 : CT coronaire: représentation tridimensionnelle de la coronaire gauche

Néanmoins, les reconstructions en MPR (*multiplanar reformatting*) et MIP (*maximum intensity projection*) donnent de vraies informations sur la lumière coronaire, en permettant par une visualisation interactive de regarder l'artère dans différents plans notamment perpendiculaires à l'axe du vaisseau, en cas de calcifications.

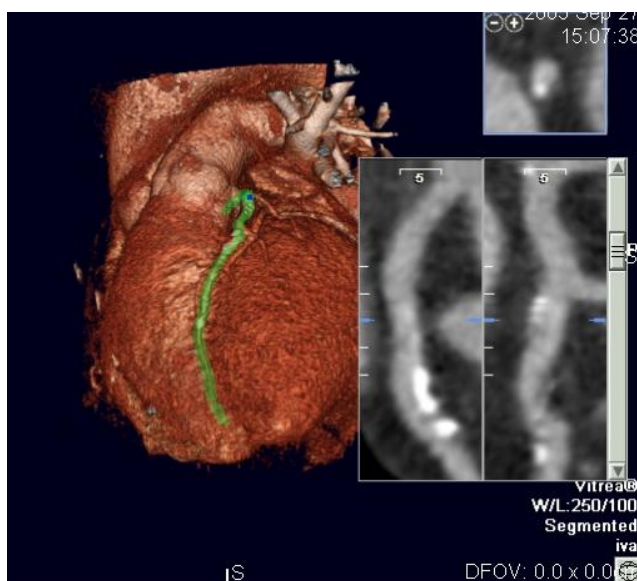


Figure 27 : Analyse de la lumière de l'artère inter ventriculaire antérieure vue en coupe axiale et longitudinale. La présence fréquente de calcifications coronaires génératrices d'artéfacts rend ce type d'analyse indispensable.

Dosimétrie

Comme mentionné précédemment, l'irradiation due à un scanner multi-détecteurs est supérieure à celle d'un scanner classique. La dose efficace pour un CT classique du thorax est de l'ordre de 3 à 4 mSv, celle de l'acquisition spécifique d'un CT coronarien se situe autour de 10 mSv (coronographie : 3 à 7 mSv). Des nouveautés et des améliorations comme la modulation de la dose en fonction de la corpulence du patient, l'acquisition adaptative à la fréquence cardiaque, une collimation améliorée à la sortie du tube devraient diminuer significativement la dose à 5-7 mSv.

Indications actuelles

A l'heure actuelle, dans ce domaine en évolution rapide et permanente, il manque de larges études prospectives comparant le CCT avec d'autres techniques d'imagerie pour le diagnostic d'une maladie coronarienne. Le point fort le plus important du CCT au niveau du diagnostic est sa haute valeur prédictive négative.

Le Collège d'Imagerie Médicale et le Collège de Cardiologie ont proposé, sur base des connaissances actuelles, de ne pas utiliser le CCT chez les patients présentant une probabilité élevée avant l'examen de maladie coronarienne. En effet un examen positif entraînera une consultation pour une angiographie coronaire conventionnelle en vue de traitement percutané et donc une exposition du patient à des radiations répétées et à une exposition au risque lié aux produits de contraste. Les indications sont définies en fonction de la classe d'angine de poitrine (classification NYHA). www.rbrs.org dans la rubrique Consilium/Guidelines.

3.4.3. CT interventionnel

Le CT interventionnel au moyen de systèmes de CT fluoroscopie (CTF) a été introduit il y a environ 10 ans. Il a été rendu possible grâce au développement technologique rapide du CT. Le CTF fournit des images CT en temps réel par une reconstruction immédiate (partielle). La procédure est semblable à celle de la fluoroscopie classique, le radiologue se trouve proche du patient lorsqu'il commence une séquence de CT fluoroscopie. Les images sont alors disponibles en temps réel sur un moniteur placé à côté du scanner. Ceci permet d'effectuer des procédures sous guidage CT. Ces procédures sont généralement des biopsies, placements de drains, ablations RF, etc.

L'exposition tant du patient que de l'équipe médicale peut être élevée lors d'un CTF par rapport à un CT classique. Ceci est dû à une association de:

- Paramètres d'exposition élevés - 120 kVp et jusque 90 mA par rotation;
- Une irradiation à plusieurs reprises de la surface de peau du patient. Cela peut avoir pour conséquence des doses cumulées à la peau élevées pouvant atteindre la limite déterministe, ce qui n'est pas le cas lors d'un examen CT classique.
- Contrairement à un CT classique, l'équipe médicale se trouve dans la salle de CT à courte distance du patient et du faisceau de rayons X;
- Aucun moyen de radioprotection complémentaire n'est disponible lors d'un CT (écran de plomb mobile, etc. ;) en raison de la flexibilité géométrique limitée (? fixité ?) du scanner.

Une récente campagne de mesure des doses au patient et au personnel en Belgique (Buls et al., 2003) révèle les données suivantes : pour le patient, une dose moyenne à la peau d'environ 350 mGy par procédure ; la littérature (Teeuwisse WM et al (2001), Nickoloff E L et al (2000), Nawfel RD et al (2000), Carlson SK et al (2005)) indique des doses moyennes à la peau en cas de CTF comprises entre environ 100 et 900 mGy par procédure. Pour le personnel, une dose de 0,17 mGy/procédure a été observée au niveau du cristallin et 0,62 mGy/procédure à la main qui se trouve la plus près du faisceau.

Les doses d'irradiation peuvent être optimisées par:

- Une réduction du temps d'exposition;
- Une réduction du courant dans le tube pour chaque rotation. L'utilisation d'une technique à faible courant (mA), à savoir entre 30 et 40 mA pour des interventions au niveau de l'abdomen, a un effet linéaire sur la dose. Des procédures au niveau du thorax permettent de réduire encore plus le courant jusqu'à 25 – 30 mA grâce à l'atténuation plus faible;
- L'utilisation d'une fluoroscopie intermittente (où on n'applique l'exposition que lorsque les mains ont été retirées du portique);
- L'utilisation de moyens de radioprotection complémentaires tels que les supports d'aiguilles afin d'augmenter la distance entre les mains et la surface scannée ou un système permettant d'interrompre l'exposition au tube à rayons X lorsque celui-ci est en rotation au-dessus du patient. Le rayonnement diffusé en direction de la partie supérieure du corps du personnel est ainsi fortement réduit;
- Le port du matériel de protection par le personnel, à savoir un tablier de plomb complété par un col thyroïdien.

La prise en compte des recommandations mentionnées ci-dessus a indiqué lors d'une campagne de mesure (Buls et al., 2003) que les doses d'irradiation étaient fortement réduites (dose à la peau du patient réduite d'un facteur 3, dose à la main du personnel d'un facteur 2). Les doses au patient et au personnel observées lors d'un CT Fluoroscopie sont du même ordre de grandeur que celles observées en radiologie interventionnelle. Les valeurs observées au percentile 75 lors de la campagne de mesures indiquent qu'un radiologue peut effectuer environ 500 procédures par an avant d'atteindre la limite de 150 mSv au cristallin.

4. Risque relatif des rayonnements ionisants dans le cadre général des effets des faibles doses sur la santé

Le baromètre du risque du CEN montre que la population est peu consciente des risques d'exposition aux rayonnements en médecine et d'origine naturelle (radon). La population se préoccupe davantage des risques liés aux activités industrielles nucléaires qui ne représentent que des doses potentielles très faibles (Annales de l'Association Belge de Radioprotection 2003)

Dans une certaine mesure les médecins prescripteurs et les radiologues n'accordent pas l'importance qu'elle mérite à l'exposition aux rayonnements ionisants d'origine médicale. La prise de conscience du risque est indispensable pour maîtriser l'exposition.

Le CT constitue la principale source d'exposition médicale des patients. L'optimisation, l'information et la motivation au sujet du risque des faibles doses constituent dès lors des facteurs majeurs de réduction de la dose.

Une attention accrue doit être accordée à la connaissance du risque en cas de faible dose de rayonnement ionisant (de l'ordre de grandeur 10 mSv dose efficace en CT).

Les études épidémiologiques et de biologie moléculaire sur la susceptibilité des certains individus ont conduit aux nouvelles notions nouvelles du risque dans cette gamme de doses.

Risque d'une faible dose – résultats épidémiologiques récents

La recherche épidémiologique internationale en ce qui concerne les effets sur la santé d'une faible dose de rayonnement ionisant a reçu en 2005 un apport important grâce à la publication de deux études à l'échelle internationale : une étude au niveau mondial de l'IARC, l'agence internationale pour la recherche sur le cancer de Lyon, une institution de l'Organisation mondiale de la Santé, et une autre étude au niveau européen soutenue par la Commission européenne.

L'étude IARC (l'agence internationale pour la recherche sur le cancer (WHO)) concerne le suivi au niveau mondial des travailleurs de l'industrie nucléaire. Cette étude a été coordonnée par E. Cardis. Le groupage des études cas-contrôle européennes de l'exposition de la population au radon a été coordonné par S. Darby à la CE et ce en collaboration avec l'IRSN (France).

Ces études affinent la connaissance du risque basé jusqu'à maintenant sur l'épidémiologie de Hiroshima-Nagasaki et des mineurs d'uranium.

L'étude IARC concernant la mortalité chez 407.000 travailleurs de l'industrie nucléaire dans 15 pays, parmi lesquels la Belgique, était composée à 90% d'hommes. La dose moyenne cumulée était de 19,4 mSv (90% <50 mSv).

Une synthèse des résultats et des conclusions est citée in extenso :

« Results: The excess relative risk for cancer other than leukaemia was 0.97 per Sv, 95% confidence interval 0.14 to 1.97. Analyses of causes of death related or unrelated to smoking indicate that, although confounding by smoking may be present, it is unlikely to explain all of this increased risk. The excess relative risk for leukaemia excluding chronic lymphocytic leukaemia was 1.93 per Sv (< 0 to 8.47). On the bases of these estimates, 1-2% of deaths from cancer among workers in this cohort may be attributable to radiation.

Conclusions: These estimates, from the largest study of nuclear workers ever conducted, are higher than, but statistically compatible with, the risk estimates used for current radiation protection standards. The results suggest that there is a small excess risk of cancer, even at the low doses and dose rates typically received by nuclear workers in this study.”

Une première approche a tenté de vérifier le facteur de risque perturbateur du fait fumer, ce qui n'a donné un risque significativement accru que pour le cancer du poumon (ERR: 1,9/Sv; 0,3-4,0).

Avec un important degré d'incertitude, l'étude IARC semble confirmer l'hypothèse LNT hormis pour la leucémie qui est linéaire quadratique (Figure 28). Pour d'autres types de cancer, l'estimation de la mortalité est légèrement plus élevée que ne le laissent supposer les études antérieures.

En résumé, 1 à 2 % de tous les décès par cancer dans cette population de travailleurs exposés seraient dus aux rayonnements ionisants.

Etude de l'exposition au radon de la population (3)

Après publication de l'étude cas-contrôle groupée de l'UE (Darby), on dispose maintenant pour le radon d'une estimation spécifique du risque de cancer du poumon induit dans la population: 20.000 cas de cancer du poumon par an ou 2% du nombre total de cancers en Europe peuvent être corrélés à l'exposition au radon. Cette étude qui confirme les résultats d'une étude groupée aux EU et en Chine met l'accent sur un risque significativement accru de cancer du poumon pour des concentrations en radon à partir de 100 Bq/m³. Ceci représente le double de la concentration moyenne en radon en Belgique (48 Bq/m³). 100 Bq/m³ correspond à une dose efficace de 2 à 3 mSv/an. Cette valeur est dépassée dans de nombreuses habitations en Belgique, la plupart étant situées en Wallonie. La concentration moyenne en radon dans les Ardennes est d'environ 100 Bq/m³.

Cette étude est en concordance avec de nombreuses études précédentes chez les travailleurs des mines d'uranium.

Results: *The mean measured radon concentration in homes in the control group was 97 Bq/m³... For cases of lung cancer the mean concentration was 104 Bq/m³. The risk of lung cancer increased by 8,4% (95% confidence interval 3,0% to 15,8%) per 100 Bq/m³ increase in measured radon (P=0.0007). The dose response relation seemed to be linear with no threshold and remained significant (P=0,04) in analyses limited to individuals from homes with measured radon < 200 Bq/m³... In the absence of other causes of death, the absolute risks of lung cancer by age 75 years at usual radon concentrations of 0, 100, and 400 Bq/m³ would be about 0,4%, 0,5% and 0,7%, respectively, for lifelong non-smokers, and about 25 times greater (10%, 12% and 16%) for cigarette smokers.*

Conclusions: *Collectively, though not separately, these studies show appreciable hazards from residential radon, particularly for smokers and recent ex-smokers, and indicate that radon is responsible for about 2% of all deaths from cancer in Europe.*

Rapports UNSCEAR et rapport BEIR VII de l'US NAS

Le comité UNSCEAR (un comité *peer review* de haut niveau scientifique dépendant des Nations Unies et qui examine périodiquement l'état des connaissances en ce qui concerne les effets des rayonnements ionisants) a discuté ces résultats ainsi que d'autres provenant de la littérature. Il élabore de nouveaux rapports au sujet de différents types d'effets des rayonnements ionisants sur la santé qui seront publiés d'ici fin 2006.

Les incertitudes en cas de faible dose peuvent conduire aussi bien à une surestimation qu'à une sous-estimation.

Le rapport récent de l'US National Academy of Sciences BEIR VII (*Biological Effects of Ionizing Radiation*) qui vient d'être publié en 2005, confirme l'hypothèse LNT et propose en outre de ramener le facteur DDREF à 1,5. Ceci conduirait à une estimation accrue du risque malgré les estimations de doses légèrement corrigées des données de l'étude Hiroshima-Nagasaki.

Le groupe article 31 de la Commission Européenne au cours de sa réunion d'octobre 2006 a recommandé à la CIPR de suivre l'approche de BEIR VII.

En ce qui concerne la radiologie, les estimations de risque doivent tenir compte de l'âge, comme illustré dans la figure 28 pour le risque et doivent tenir compte du débit de dose élevé en radiologie.

Le rapport BEIR VII donne une nouvelle impulsion au débat sur ces deux facteurs. La différence peut être d'un facteur 10 pour le groupe des 60 à 80 ans par rapport au groupe en dessous de 20 ans (Goodenough D., 2001).

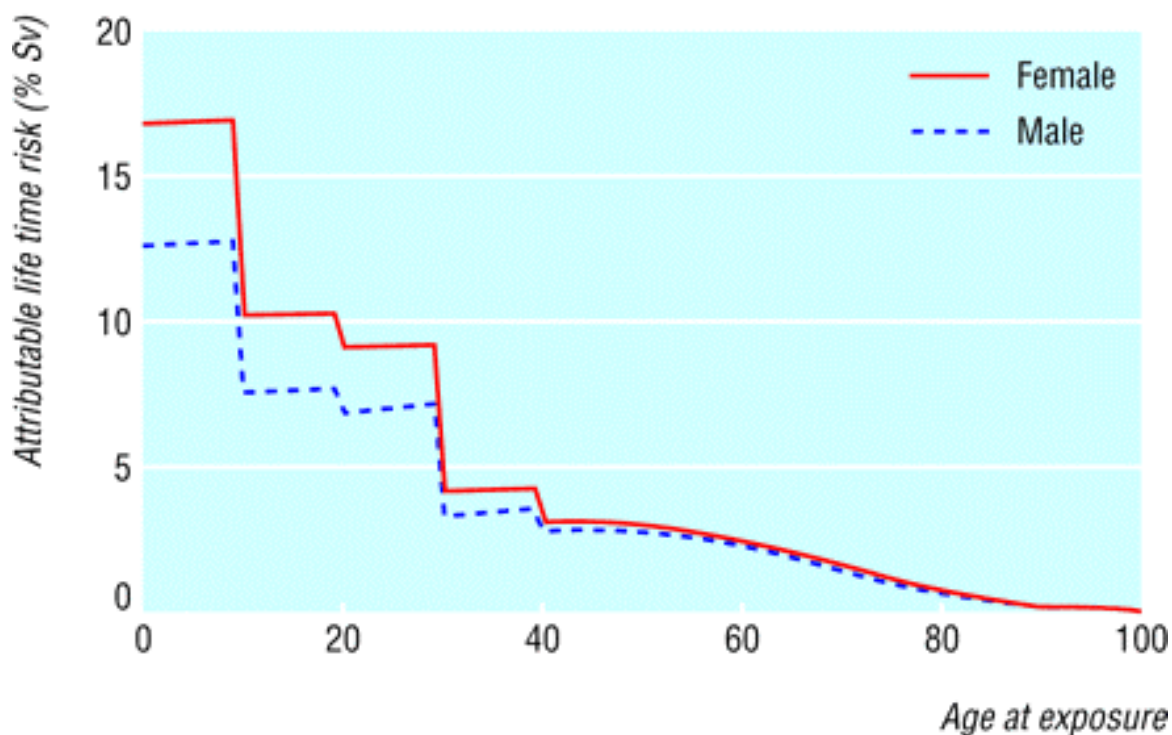


Figure 28 : Attributable lifetime risk for a single small dose of radiation according to age at time of exposure. Radiogenic cancers have long latency periods, and the model may therefore overestimate the risk of fatal cancer in a population with a skewed age distribution, such as radiology or nuclear medicine patients (E. Picano, 2004).

La spécificité de l'exposition en radiologie et au CT en particulier

L'exposition en radiologie peut varier de cinq ordres de grandeur (un examen CT peut atteindre plus de 10mSv, alors qu'une radiographie du poignet atteint moins d'1 microSv), de sorte que le risque doit s'évaluer de manière nuancée. L'exposition va souvent de pair avec de très hauts débits de dose, ce qui peut augmenter à nouveau l'évaluation du risque par rapport aux débits de dose généralement bas présents dans l'environnement et le secteur de l'énergie nucléaire. Les données provenant de l'épidémiologie d'Hiroshima et Nagasaki impliquaient quant à elles de hauts débits et, pour la plupart des personnes de cette population, également des doses relativement élevées. Etant donné que dans le cas des rayons X le facteur 2 DDREF utilisé par l'ICRP n'est probablement pas adapté en raison des hauts débits de dose absorbée que l'on retrouve dans ce secteur, la prudence s'impose certainement pour les rayons X et le CT. Il est donc indiqué d'avoir une vue épidémiologique plus large sur le risque.

Aux USA, les rayons X (également les gamma et les neutrons) ont été ajoutés en 2005 par les autorités fédérales à la « *Carcinogen warning list* » à côté pour la première fois également des virus (hépatite B et C pour le foie et les espèces papilloma pour le col de l'utérus) contre la volonté de l'*American College of Radiology* (website , NIEHS). Le rapport NTP contient peu d'informations spécifiques pour le risque des rayons X comme le CT. Il comprend maintenant 58 carcinogènes connus.

D. Brenner de la *Columbia University*, connu pour son article discuté au CSH concernant les risques du CT chez les enfants, critiquait quelque peu cette nouvelle approche. Il propose essentiellement de se focaliser sur la maîtrise de la dose. (NTP, 2005). En radiologie, le risque se situe entre l'évidence de dose élevée et l'incertitude des effets d'une faible dose. Il peut donc être indiqué que l'AFCN-FANC fasse non seulement des efforts pour obtenir des estimations représentatives des doses dues au CT et à la radiologie mais effectue également un exercice d'estimation du risque. Celle-ci doit être basée sur les indicateurs de dose les plus adéquats et sur une distribution du risque en fonction de l'âge comme Amy Berrington (A. Berrington de Gonzáles et al., 2004) l'a fait au Royaume Uni.

Afin d'éviter aussi bien inquiétude que manque de précaution, il est plus que jamais indiqué d'ébaucher une image nuancée du risque carcinogène, faible mais réel que représente le rayonnement dû au CT et qui est toujours entouré de mythes et d'incertitudes partant dans les deux directions (Eggermont G. et al., 2006)

5. Justification et optimisation de l'irradiation en CT

5.1 Principes de justification

Partant du principe que toute dose d'irradiation, même faible, comporte un risque pour la santé, toute exposition doit être justifiée et offrir plus d'avantages que d'inconvénients.

En outre, une exposition justifiée doit être optimisée afin qu'elle reste aussi faible que raisonnablement possible, compte tenu des facteurs sociaux et économiques.

En raison de l'utilité médicale pour le patient d'une exposition justifiée, aucune limite individuelle n'est prévue pour les patients. C'est pourquoi une justification de toute pratique et une optimisation de la protection constituent d'autant plus une exigence pour le corps médical, assisté en cela par des spécialistes d'autres disciplines, comme par exemple le physicien médical.

Dans le cadre de la justification, des considérations d'ordre général différentes des aspects médicaux peuvent également jouer un rôle ; il s'agit par exemple de la maîtrise des coûts, de la prise en compte de techniques alternatives, de considérations éthiques, de communication entre le médecin prescripteur et le radiologue,...

Certaines applications du CT, comme la pratique de l'examen de dépistage total au moyen du CT peuvent ne pas être justifiées pour des raisons médicales, éthiques ou économiques.

La justification peut dès lors être intégrée dans une approche générale visant des directives et considérations relatives à l'utilisation des techniques pour certaines applications, dans le cadre desquelles différents acteurs et différentes disciplines peuvent jouer un rôle. Les avis d'organes de l'autorité publique, tels que le CSH, en sont un exemple, notamment à la suite de la question parlementaire sur l'utilisation du CT chez les enfants.

La justification dans le cadre spécifique d'un acte radiologique destiné à un patient relève principalement de la responsabilité du médecin traitant en collaboration bien sûr avec le médecin prescripteur impliquant une bonne communication et des directives claires.

Les directives du *Concilium Radiologicum* se situent à ce niveau alors que l'apport du physicien d'hôpital est surtout important dans le cadre de l'optimisation de la protection dans des pratiques justifiées.

5.2 L'utilisation rationnelle du CT selon les recommandations élaborées par le Consilium Radiologicum Belgicum

Ces recommandations relatives à l'imagerie médicale ont été élaborées à partir des *Guideline Summary Tables, Draft for consultation*, 18 juillet 2002 proposées par l'Association Européenne de Radiologie. Elles ont été élaborées par divers groupes d'experts de différents pays et des commentaires ont également été recueillis auprès de sociétés de radiologie et de spécialités cliniques des états membres. Elles ont été adaptées à la situation belge par des experts mandatés par les différentes composantes de la radiologie belge, la Société Royale Belge de Radiologie et l'Union Nationale des Radiologues. Elles sont au départ guidées par le concept de radioprotection.

Ces recommandations sont destinées à aider les cliniciens à faire le meilleur usage possible de l'imagerie médicale. Le respect systématique des recommandations contenues dans cet ouvrage permet de réduire les prescriptions inutiles et, donc les expositions aux rayonnements ionisants à des fins médicales. L'objectif premier de cette brochure reste toutefois l'amélioration de la pratique clinique.

Contrairement aux recommandations européennes, le document ne reprend pas la médecine nucléaire.

Les recommandations ont été proposées en faisant référence à une situation de libre accès à l'ensemble des modalités d'imagerie (IRM, CT, Echo-Doppler). Il faut évidemment en pratique quotidienne s'adapter aux conditions locales lorsque ces différentes modalités ne sont pas toutes disponibles

On entend par «recommandations»

Des énoncés de caractère systématique visant à aider le praticien et le patient à prendre des décisions de soins appropriées dans des situations cliniques données... [Field & Lohr 1992, 15].

Comme le mot l'indique, une recommandation ne vise pas à contraindre strictement l'exercice du clinicien; c'est une bonne pratique à la lumière de laquelle les besoins du patient doivent être considérés.

Classification [A] [B] [C] qualifiant les recommandations

La fiabilité des éléments probants ayant servi à l'élaboration de cette classification est basée sur les éléments suivants.

[A] essais avec répartition aléatoire des sujets (double aveugle), méta analyses, passages en revue systématiques; ou

[B] travaux d'expérimentation ou d'observation fiables ; ou

[C] autres éléments probants lorsque les conseils se fondent sur des avis d'experts et sont validés par des instances faisant autorité (Evidence Based Medicine).

Types de Recommandation

Les recommandations sont:

1. Indiqué. Ce terme qualifie le ou les examens le(s) plus susceptible(s) d'aider à établir le diagnostic ou à conduire le traitement. Il peut différer de l'examen demandé par le clinicien (échographie plutôt que phlébographie pour une thrombose veineuse profonde, par exemple).

2. Examen spécial. Il s'agit d'examens complexes ou onéreux qui ne sont généralement pratiqués que s'ils débouchent sur un changement de stratégie thérapeutique.

3. Non indiqué en première intention. Ceci s'applique aux cas pour lesquels l'expérience a montré que le problème clinique disparaît généralement avec le temps; nous suggérons alors de différer l'examen de trois à six semaines et de ne le pratiquer que si les symptômes persistent. Les douleurs à l'épaule en sont un exemple typique.

4. Non indiqué en routine. Bien qu'aucune recommandation n'ait de caractère absolu, l'examen n'est pratiqué que si le clinicien avance des arguments convaincants. Par exemple, une radiographie simple peut être prescrite à un patient souffrant du dos et chez lequel l'examen clinique suggère autre chose qu'une maladie dégénérative (fracture vertébrale due à l'ostéoporose, par exemple).

5. Contre-indiqué. Il s'agit des examens prescrits sur la base d'arguments irrecevables (UIV pour un problème d'hypertension, par exemple). Grossesse et protection de l'embryon / du fœtus

- Il faut éviter autant que possible l'irradiation du fœtus [23-25]. Il peut arriver que la grossesse ne soit pas suspectée par la femme elle-même et c'est au clinicien qu'il incombe d'identifier ces patientes-là.

Classification du risque d'exposition aux RI

Classe	Dose efficace type (mSv)	Exemples
0	0	US, IRM
I	<1	RX des membres, du bassin, ...
II	1-5	UIV, RX du rachis lombaire, CT pour crâne et cou
III	5-10	CT thorax et abdomen,
IV	>10	¹

Tableau 13 : Classification des doses efficaces types de rayonnement ionisant liées aux procédés d'imagerie courants.

¹Certains examens spécifiques en médecine nucléaire et CT ainsi qu'en radiologie interventionnel,

Exemple de recommandation :

Douleur lombaire chronique sans indices d'infection ou de néoplasme.	Rx	Non indiqué en routine [C]	Les évolutions dégénératives sont courantes et non spécifiques. La radiographie présente un intérêt surtout chez les patients jeunes (moins de 20 ans, spondylolisthésis, spondylarthrite ankylosante, etc.) ou âgés (>55 ans),	II
	IRM/CT	Examen spécial [C]	L'IRM peut être indiquée lorsqu'une douleur locale persiste ou résiste au traitement ou en présence de signes suggérant une atteinte de la queue de cheval.	0/ II

Tableau 14 : Exemple de recommandation pour un signe clinique fréquent et générateur important d'explorations radiologiques

Ces recommandations ont été validées par l'accord médico-mutuelliste de janvier 2004, envoyées in extenso à tous les médecins belges et visibles sur www.rbrs.org rubrique Consilium ainsi que sur le site Internet de l'INAMI RIZIV. Leur application doit prendre cours au 1^{er} juillet 2006.

5.3 Réduction de la dose individuelle par l'optimisation des expositions aux radiations ionisantes

L'usage justifié du CT en particulier selon les recommandations précitées doit également être optimisé conformément à la réglementation européenne et belge, principalement la radioprotection en application du principe ALARA.

L'exposition tant individuelle que collective peut être optimisée tout en accordant une attention prioritaire aux populations présentant les risques les plus élevés, notamment en pédiatrie.

Une bonne maîtrise de la qualité de tout le processus d'imagerie peut apporter une importante contribution à la réduction de dose en se référant à des niveaux de référence. On constate néanmoins une grande variabilité des indicateurs de dose pertinents ne permettant pas une corrélation correcte avec la qualité du diagnostic. Il n'y pas de corrélation directe entre la qualité du diagnostic médical et la qualité optimale de l'image médicale.

5.3.1 Techniques de réduction de dose

Dispositifs de réduction de dose

Dans une enquête portant sur l'activité CT en Belgique, la présence d'un dispositif "build in" était connue sur 75% des appareils utilisés et leur utilisation était la suivante

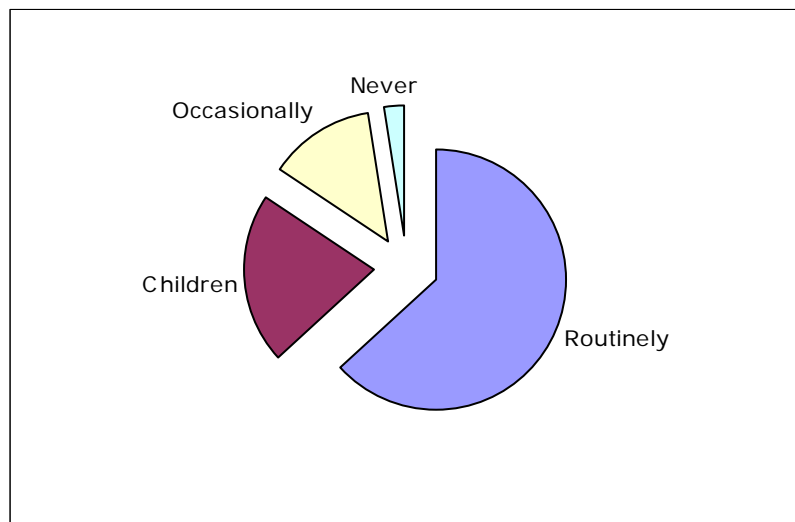


Figure 29 : Taux d'utilisation des dispositifs d'optimisation automatique de dose.

Une optimisation des doses par examen en CT scanner est tout à fait réalisable mais est loin à l'heure actuelle d'être largement appliquée. Par rapport aux niveaux de références diagnostiques Français (Journal Officiel du 12/02/2004), il est possible de réduire les doses de 50% comme en attestent les données de la littérature (Britten,A.J et al. Br J Radiol 2004; 77:323-328), du Thorax (PRASAD et al. AJR 2002;179:461–465) et de l'abdomen (***KALRA et al. AJR 2002;179:1101–1106). En effet, celles-ci ont montré qu'une réduction de dose de 50% n'a aucun effet sur la qualité diagnostique de l'image. Ceci a été démontré en scanner du crâne, du Thorax et de l'abdomen.

Dans certaines indications, pour certains examens, une réduction de dose supplémentaire de 80% est possible. Elle permet d'aboutir à des doses équivalentes à 10% des niveaux de références diagnostiques français. Elle aboutit à une altération de la qualité de l'image sans altération de la performance diagnostique. La dose est alors équivalente ou inférieure à celle des examens radiographiques des mêmes régions anatomiques. Cette réduction s'applique dans des circonstances où les patients sont plus vulnérables à la dose, car ils peuvent être jeunes (jeunes adultes voire enfants) et souffrent de maladies bénignes, non cancéreuses, de bon pronostic voire récidivantes ou pouvant nécessiter des CT scanners de contrôle.

Cette réduction de dose est obtenue par la diminution de l'intensité du courant dans le tube ou de la durée d'exposition ou de leur produit (en milliampères secondes ou mAs). La réduction de la dose est proportionnelle à celle des mAs. Cependant, ce processus altère la qualité de l'image en y ajoutant un bruit de fond. Un exemple de réduction de 70% de la charge et de la dose est illustré ci-dessous (Figure 27). Le diagnostic est cependant posé par les deux images.

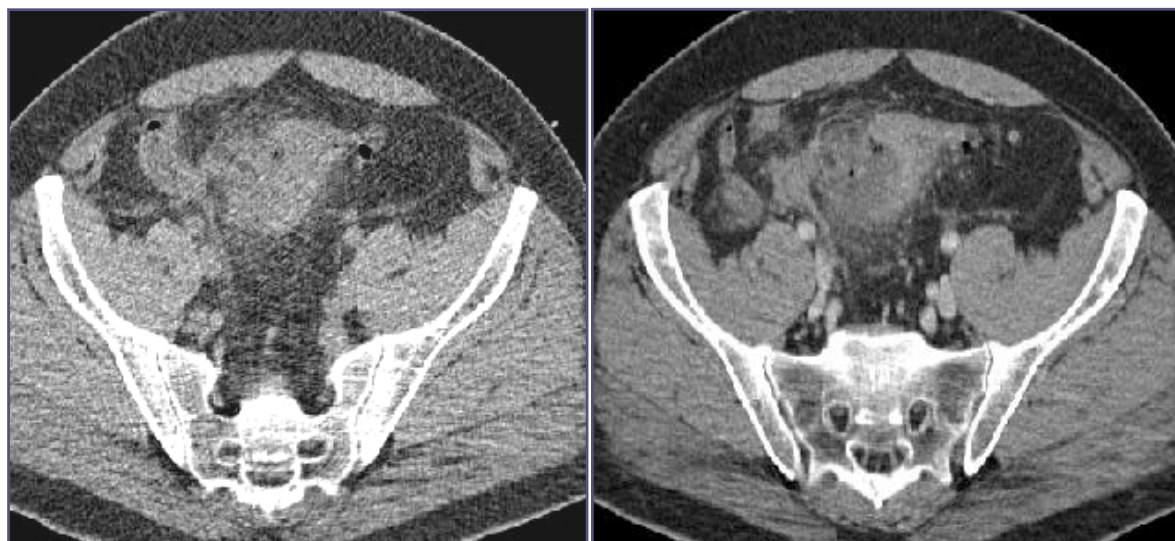
L'application d'une telle stratégie d'économie de dose par le biais d'une altération somme toute tolérable de la qualité de l'image sans altérer la performance diagnostique du CT scanner a fait l'objet de plusieurs études publiées dans d'importantes revues anglophones de radiologie et ainsi que l'objet d'une thèse de doctorat défendue en 2005 par le Dr.Tack (ULB). En voici le lien Internet:

<http://theses.ulb.ac.be:8000/ETD-db/collection/available/ULBetd-05162005-191448/ro.html>

L'utilisation de ces techniques faiblement irradiantes n'est cependant pas généralisée alors qu'elle permettrait de réduire considérablement le risque collectif de la population la plus exposée aux conséquences des radiations ionisantes (les patients jeunes présentant des maladies bénignes de bon pronostic).

Une autre caractéristique de la pratique du scanner qui a une forte influence sur la dose totale délivrée est le nombre de passages (le nombre de fois au cours d'un même examen où l'on explore la même région). Ce nombre varie couramment de 1 à 4 en fonction de l'indication, mais l'application systématique de 4 passages par examen à tous les patients peut se rencontrer et n'est pas justifiée. Une priorité est la recherche d'un consensus national (à défaut d'un clair consensus international sur la question) pour une utilisation optimale de la technologie et une réduction de l'irradiation par scanner.

Acute Colon Diverticulitis



30 mAs

120 mAs

Figure 30 : Exemple de CT scanner démontrant une diverticulite aiguë

5.3.2 Justification et optimisation spécifiques pour la population pédiatrique

Pour la population pédiatrique, l'optimisation des doses est liée au faible poids des patients. Elle passe par l'utilisation de tensions électriques réduites, appliquées au tube radiogène (kilovoltage) et par des réductions concomitantes du produit milliampères-secondes (mAs) durant l'exposition. Toutes ces adaptations dégradent peu la qualité de l'image et donc à priori le diagnostic.

Les lignes directrices d'une pratique tomodensitométrique soucieuse d'économie de dose pour l'enfant sont synthétisées ci-dessous. Le détail des concepts résumés ici peut être consulté dans les deux références essentielles de Frush, 2002 et Kalra, 2004.

La première partie s'articule autour du *principe de justification* et intéresse directement le radiologue et son correspondant clinicien, la seconde concerne *le principe d'optimisation* et implique la collaboration de l'équipe des technologues, physicien d'hôpital,...

Etape de justification .

La première mesure efficace pour diminuer l'irradiation chez l'enfant est de ne pas réaliser d'examens radiologiques inutiles, c'est-à-dire sans impact sur la prise en charge thérapeutique de sa pathologie. Ceci implique une justification de l'acte d'irradier par :

- une communication adéquate entre le radiologue et le médecin référent
- la non réalisation d'une investigation si le motif est discutable
- pas de répétition d'un examen irradiant sans justification clinique
- le recueil des investigations antérieures pour comparaison

Il convient ensuite de réaliser l'analyse périodique des demandes d'examen et d'établir des recommandations locales.

Enfin, l'utilisation de techniques substitutives (échographie et IRM) doit être encouragée.

Etape d'optimisation .

Une remarque préliminaire est à formuler quant à l'analyse critique des valeurs tomodensitométriques affichées par les constructeurs. La taille du fantôme utilisé par ceux-ci peut induire une sous-estimation des valeurs CTDI et DLP pour l'enfant, si l'on garde les mêmes filtres, ce que toutes les marques ne font pas : par exemple, certaines firmes adaptent le CTDI affiché au FOV (field of view) demandé. Une étude réalisée sur fantôme sur un appareil multi-détecteurs montre un rapport de 1.0 à 2.42 pour le CTDI mesuré avec un fantôme de 32 cm. par rapport à un fantôme de 10 cm.

Plusieurs facteurs sont modifiables par l'opérateur :

– le mode de scanning :

- l'étude du cerveau de l'enfant doit se pratiquer en technique séquentielle et non hélicoïdale (si possible, substituer par une IRM)
- les études multiphasiques (plusieurs passages) sont exceptionnellement utiles au diagnostic chez l'enfant.
- l'étude du parenchyme pulmonaire en haute résolution : acquisition séquentielle de coupes fines (1 mm.) à très basse dose et espacées de 10 mm.

– la longueur scannée :

- restreindre strictement la zone examinée pour répondre au problème clinique posé
- ne pas élargir “systématiquement” l’acquisition aux volumes voisins de la zone d’intérêt : par exemple, bannir la pratique d’un examen “corps entier” dans les traumatismes de l’enfant adressés par la salle d’urgence.

– l’intensité du courant (mA) et la tension appliquée (kV)

- modulation des mA ou mAs sur base du poids ou de la corpulence (taille) de manière manuelle ou automatique
- : choix de bas kV (80 ou 90) systématique chez les enfants à l’exception des examens du crâne: possibilité de réduction de 30 à 50% de la dose
“To halve the mAs is not enough, even if it is better than nothing !”
- nécessité impérative d’implémenter des protocoles pédiatriques (basses doses) ou d’utiliser ceux-ci s’ils existent à l’installation de l’appareil :

TABLE I Suggested Tube Current (mA) by Weight of Pediatric Patients for Single-Detector Helical CT			
Weight		mA	
lb	Kg	Chest	Abdomen or Pelvis
10–19	4.5–8.9	40	60
20–39	9.0–17.9	50	70
40–59	18.0–26.9	60	80
60–79	27.0–35.9	70	100
80–99	36.0–45.0	80	120
100–150	45.1–70.0	100–120	140–150
>150	>70	≥140	≥170

Tableau 15: Exemple de paramètres à usage pédiatrique pour un examen tomodensitométrie hélicoïdal mono-détecteur (Hollingsworth C. 2003)

– la collimation, la vitesse de déplacement de table, le pitch :

- l’augmentation du pitch entraîne une diminution de la dose patient sauf sur les appareils indiquant des mAs effectifs . Chez ces constructeurs, une augmentation du pitch n’influence pas les doses reçues par le patient mais bien la durée de l’acquisition.
- la modification du pitch peut générer des artéfacts et une diminution de la résolution spatiale.
- un faisceau avec collimation épaisse augmente l’efficacité d’utilisation de celui-ci sur un appareil à multi-détecteurs : cependant ceci rend plus aléatoire la reconstruction de coupes fines

– le temps de rotation du tube :

- la réduction de dose est proportionnelle à la réduction du cycle
- la diminution des artéfacts de mouvement du patient est liée à la réduction du cycle.

– la protection d'organes sensibles :

Il est possible de réduire l'irradiation des yeux, de la thyroïde, des seins et des gonades par des protections en Bismuth. Cependant, peu d'études significative ont été publiées et, de surcroît, des résultats contradictoires ont été montrés.

Dans le futur, la possibilité d'utiliser le topogramme pour programmer des zones sensibles ne nécessitant pas un détail optimal et examinées à basse dose devra être évaluée.

Etape d'évaluation de la qualité d'image .

Il faut absolument déterminer quel est le niveau de bruit acceptable dans un examen, sans que la précision du diagnostic soit diminuée. Il faut aussi adapter la qualité de l'image à la question posée par le médecin prescripteur (premier examen de diagnostic éventuellement différent de celui du suivi de la thérapeutique).

Un travail d'éducation du diagnostic à basse dose avec images davantage bruitées doit être initié chez les radiologues en formation.

Les constructeurs de scanners ont récemment mis au point des dispositifs qui adaptent la dose à la taille et la forme du patient et permettent des économies de dose de 10 à 40% en moyenne. Cette adaptation est particulièrement recommandée sur les patients de petite taille (y compris les enfants). Il faudra cependant attendre le remplacement complet du parc de scanners pour que tous soient équipés de ces dispositifs.

Le rôle du radiologue et de l'expert en physique médicale dans la mise en œuvre de ces stratégies d'économies de doses est prépondérant.

6. Problématique de l'utilisation du CT scanner " corps entier" en dépistage de cancer

Parmi les nouvelles applications des CT, leur utilisation dans le cadre du dépistage du cancer a suscité un intérêt certain principalement aux USA. Ces applications sont rendues possibles grâce en particulier à la nouvelle génération d'appareils permettant d'effectuer un examen du corps entier en quelques minutes. L'intérêt du dépistage dans le domaine du cancer n'est plus à démontrer mais dans le cas des CT les doses délivrées au patient peuvent poser un problème et dans cette optique l'examen du corps entier par CT est actuellement controversé.

Pour le dépistage combiné/simultané des cancers relativement fréquents comme ceux du poumon et du colon, certains auteurs estiment justifiée l'utilisation du CT pour les groupes de patients à haut risque [Brant-Zawadzki, 2005].

La technique de dépistage du cancer par CT du corps entier a surtout été pratiquée aux USA mais des mises en garde ont été publiées par différentes associations médicales [Le Heron JC et Coakley KS, 2004].

Quelques-uns des arguments avancés pour ou contre l'utilisation du CT pour le dépistage du cancer sont discutés ci dessous.

6.1 Bénéfice clinique

Furtado et al. [2005] ont évalué les résultats d'examens CT corps entier pratiqués, entre janvier et juin 2000, , comme technique de dépistage, chez 1192 patients consécutifs (65 % d' hommes et 35 % de femmes). Les examens ont été effectués sans moyen de contraste (per os ou IV). Les 3/4 de ces patients se sont présentés spontanément sans avoir été adressés par leur médecin.

Au total 86 % des 1192 patients examinés présentaient au moins une anomalie et en moyenne 2,8 anomalies ont été détectées par patient. Parmi les anomalies les plus fréquentes : 32 % ont été découvertes au niveau de la colonne, 17 % au niveau des vaisseaux abdominaux, 14 % au niveau des poumons, 11 % des reins et 5 % du foie. Chez 37 % des patients, des examens complémentaires ont été effectués. Finalement, la plupart des anomalies détectées étaient bénignes et non évolutives : le bénéfice clinique du à l'utilisation du CT est donc modeste.

6.2 Rapport coût bénéfice

L'efficacité et le rapport coût-bénéfice d'un examen CT corps entier ont été évalués au MGH à Boston, par Beinfeld et al.[2005]. Le bénéfice attendu est en principe une détection plus précoce des lésions et à partir de là un traitement plus efficace. Six modèles de cancers ont été retenus : ovaire, poumon, pancréas, foie, reins et colon. En outre les anévrismes de l'aorte abdominale et les lésions des artères coronaires ont été enregistrés. Pour un homme moyen de 50 ans ne présentant pas de symptômes, le modèle utilisé dans l'étude indique qu'un seul examen CT apporte un gain, en terme de survie, de seulement 6 jours pour un coût de \$ 2500, soit un coût de \$ 150 000 par année de survie gagnée. Dans la série de patients étudiée, une anomalie a été détectée chez 91 % des patients, mais seulement 2 % avaient des lésions évolutives. D'après cette étude les examens CT du corps entier ne sont donc pas supérieurs en terme de coût-efficacité comparés aux techniques diagnostiques classiques. Le coût et les risques des investigations entraînées par des faux positifs sont lourds pour la santé publique/sécurité sociale.

6.3 Risque lié à l'irradiation

Les doses élevées délivrées au cours des examens CT sont un sujet de préoccupation grave, surtout lorsque les examens sont répétés. Toutefois, le risque correspondant reste un sujet de discussion car il dépend dans une large mesure des modèles radiobiologiques utilisés pour l'évaluer.

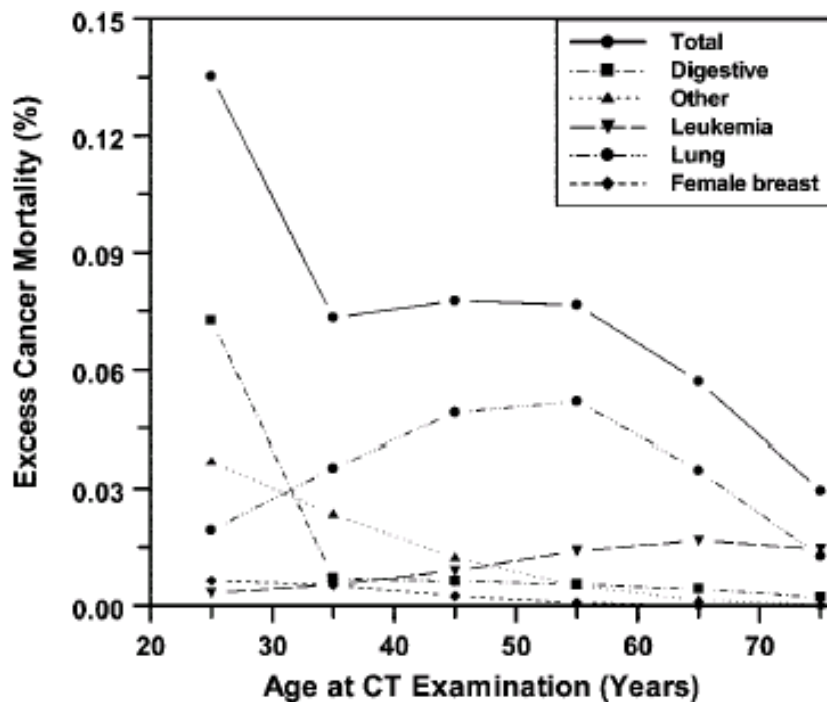


Figure 3. Graph shows excess cancer mortality risks estimated to be associated with radiation from a single full-body CT examination at a given age. Estimated 95% credibility limits are approximately a factor of 3.2 in either direction.

Figure 32 : estimation du risque de cancer lié à l'exposition par CT (Brenner et Elliston [2004])

Actuellement, la dose délivrée par un examen CT corps entier est de l'ordre de 15-20 mGy aux poumons et à l'estomac. En admettant les coefficients de risque observés pour l'induction de cancer chez les survivants de Hiroshima/Nagasaki, Brenner et Elliston [2004] estiment qu'un seul examen CT corps entier entraîne un risque de mortalité par cancer radio induit de 0,08 % chez un adulte de 45 ans. Pour des examens annuels répétés, jusqu'à 75 ans (30 examens) le risque de développer un cancer radio induit mortel durant le reste de la vie serait de 2 % (ce chiffre doit être comparé à l'incidence spontanée des cancers qui est de ~20-25 % et avec l'augmentation comparativement significative due à l'exposition au Radon ou chez personnel du secteur nucléaire (Aka, 2005; Eggermont, 2006).

Les doses rapportées ci dessus et les risques correspondants doivent cependant être considérés avec prudence. D'une part, on ne peut exclure que des progrès techniques considérables vont, dans les années prochaines, réduire considérablement les doses délivrées par les CT (p.ex., nouveaux types de détecteurs plus sensibles). Le problème se reposerait alors dans des termes complètement différents. Par ailleurs, les estimations des risques radiologiques dépendent dans une large mesure des modèles radiobiologiques retenus pour les évaluer et de nouveaux modèles pourraient à l'avenir modifier considérablement (dans les deux sens) l'évaluation des risques [Buls et al., 2005]

A côté du risque potentiel lié à l'irradiation du patient (radioprotection) et du coût des examens par CT (intérêt financier de certain groupes [Illes et al., 2003]), un argument majeur en défaveur de cette technique appliquée dans le cadre du dépistage du cancer, est qu'elle peut donner au patient une fausse impression de sécurité. En particulier, pour les cancers les plus fréquents (sein chez la femme et prostate chez l'homme), le CT seul n'est certainement pas la meilleure méthode de dépistage.

Enfin, les faux positifs, le stress et les investigations inutiles qu'ils impliquent doivent être pris en compte et évalués par rapport aux cancers précoces détectés. En particulier, il faut mentionner les tumeurs bénignes ou autres lésions qui n'auraient vraisemblablement jamais eu de traduction clinique ultérieure [Fenton, 2003]. Cependant, on ne dispose pas du recul suffisant pour évaluer et comparer de manière précise les fréquences de ces différentes éventualités.

En conclusion, d'après les données dont nous disposons actuellement, les examens du corps entier par CT seuls ne se justifient pas dans le cadre du dépistage du cancer et ne sont donc pas recommandés par le CSH. Pour les cancers les plus fréquents, la combinaison des différentes techniques traditionnelles/classiques (identification des groupes à risque, clinique, biologie, imagerie ciblée, etc.) qui ont fait leur preuve reste l'approche de choix.

7. Problématique du PET CT

Voici cinq ans environ, les fabricants ont mis sur le marché des appareils PET-CT. Un tel appareillage combinant 2 modalités d'imagerie est appelé « hybride ». Le but est d'associer en un seul examen et sur un seul appareil, l'information fonctionnelle (métabolique) de la tomographie par émissions de positons (*PET-scan*) avec l'information anatomique du CT (*CT-scan*).

En Belgique, potentiellement une vingtaine d'unités pourrait être installée, ce qui est, en Europe, un des parcs d'appareillages le plus conséquent.

Le grand avantage de la fusion en un seul appareil des deux techniques d'imagerie est la localisation exacte des lésions. D'ailleurs, si l'on effectue les examens à des moments et/ou dans des lieux différents, la fusion des données est fortement compliquée voire même impossible en raison de l'évolution de la pathologie, d'un positionnement différent (en place de « un position ») du patient, du volume des viscères abdominaux et pelviens. Les indications des examens PET-CT se trouvent principalement en oncologie (diagnostic et bilan d'extension des tumeurs, lymphomes,...), en radiothérapie et, dans une moindre mesure, dans les cas d'affections inflammatoires (p. ex. la sarcoïdose, le matériel d'ostéosynthèse septique,...), d'épilepsie et en cardiologie.

Il faut s'attendre à ce que de nouvelles indications voient le jour si d'autres molécules (autre que ^{18}F -FDG) permettent d'imager d'autres organes cibles ou d'autres anomalies

fonctionnelles. L'évolution démographique (vieillesse) et la disponibilité de nouvelles modalités (en place de « possibilités ») thérapeutiques (principalement en radio- et chimiothérapie) conduiront à une augmentation inévitable du nombre d'examens PET-CT.

Etant donné que le monitoring thérapeutique, p. ex. de patients atteints de lymphomes, est une indication indiscutable et que ces patients – souvent jeunes – seront examinés à plusieurs reprises, il est important d'accorder l'attention nécessaire à la dose d'irradiation.

L'exposition aux rayonnements ionisants est de deux natures:

- d'une part, un émetteur de positons est injecté: le radio-isotope fluor-18, associé à du glucose par substitution d'un atome d'oxygène: ^{18}F -Fluoro-deoxy-glucose.

On sait précisément quelle quantité de celui-ci est injectée et quelle sera donc la dose efficace d'irradiation (généralement on injecte ± 185 à 370 MBq (en place de « 5 à 10 mCi ») i.v. en fonction du poids du patient). La demi-vie du ^{18}F est d'environ 110 minutes.

- d'autre part, on effectue également un MDCT (CT multi-détecteurs spiralé, p. ex. 16-slice): pour obtenir la corrélation anatomique mais également pour calculer une correction d'atténuation (sur le signal PET).

En effet, les photons de 511 keV générés au moment où un positron (β^+) rencontre un électron (β^-) (phénomène d'annihilation) sont atténués ("ralentis") dans le corps; pour corriger cela, on utilise les données du CT: ici aussi les rayons X sont atténués par les tissus de différente densité. La dose efficace d'irradiation est en outre influencée par la longueur du scanning (généralement de l'occiput jusqu'au-delà de la symphyse pubienne), les données kV et mAs, le pitch (degré de chevauchement), l'épaisseur de coupe (concernant la sensibilité des détecteurs).

Un fabricant offre la possibilité complémentaire d'effectuer, la correction d'atténuation par un scan de transmission au moyen d'une source externe de ^{137}Cs : cette faible dose doit également alors être prise en compte.

Sur base d'une dose efficace de $0.019 \text{ mSv} / \text{MBq}$ (ICRP 80) pour les adultes, cela donne pour 370 MBq une dose efficace de 7 mSv .

Le CT diagnostique avec produit de contraste ($120\text{-}140\text{kV}$, $120\text{-}200 \text{ mAs}$, $1.5\text{-}5\text{mm}$, $p=1\text{-}1.5$) donne une dose comprise entre 14.1 et 18.6 mSv .

Au total, l'examen PET-CT aboutit donc à une dose efficace d'environ 25 mSv .

Un CT low-dose ($110\text{-}120\text{kV}$, $30\text{-}60 \text{ mAs}$, $0.75\text{-}6.5\text{mm}$, $p=1.25\text{-}2$) donne une exposition de $1.3\text{-}4.5 \text{ mSv}$. Cela signifie une diminution de dose de 10 mSv .

En d'autres termes, la partie CT de l'examen est responsable de 2/3 de la dose efficace.

Si on peut passer à des techniques qui diminuent la dose liée au (en place de « en cas de ») CT (p. ex. un CT low-dose, une modulation du courant dans le tube, une filtration adaptative,...) la dose totale à laquelle un patient est exposé pour un PET-CT peut diminuer sensiblement. En outre, on peut se demander si un CT est toujours nécessaire pour l'information anatomique. Si tel n'est pas le cas, il est préférable, d'un point de vue de radioprotection, d'effectuer une correction d'atténuation par l'intermédiaire d'une source de transmission rotative ou par un CT low-dose.

Il est prématuré d'émettre des recommandations précises quant aux aspects de radioprotection liés au PET-CT. L'utilisation de la technique en Belgique est trop récente (~1 an) pour que des guidelines aient été définies quant aux indications de cette technique hybride par rapport aux indications des ses deux composantes, le CT et le PET-scan qui elles sont relativement bien codifiées. L'utilisation des techniques combinées chez des patients porteurs de tumeurs malignes potentiellement létales semble parfaitement justifiée et moyennant une optimisation des paramètres d'acquisition du CT, ne pose pas de problème de radioprotection significatif. Dans des pathologies bénignes ou chez des patients qui ont été traités pour pathologie tumorale maligne et sont considérés comme guéris, l'usage systématique du CT ne doit pas être encouragé et ce notamment si le PET-scan est entièrement négatif (par exemple chez un jeune patient en rémission d'un lymphome et suivi au long cours). La difficulté actuelle réside dans l'impossibilité pour la plupart des équipements, en raison de la durée du traitement informatique, de visualiser les images PET-scan avant de décider de procéder à l'acquisition du CT. Les développements en *software* devraient rendre ceci possible à brève échéance et dès lors cette stratégie doit être vivement encouragée.

L'établissement de *guidelines* communes par les radiologues et les nucléaristes devra certainement viser à ce que des doubles emplois du CT ne se développent pas. En cela, il est certain que la qualité de l'information procurée par la partie CT devra égaler ce qui peut être obtenu au moyen d'un CT classique à haute résolution. Ceci implique l'utilisation de protocoles d'acquisition similaires, incluant l'utilisation de produits de contraste digestif ou intraveineux selon les standards en vigueur en radiologie. Dans le cas où le CT n'est utilisé que pour faire la correction d'atténuation (ce qui devient une nécessité dans la plupart des cas puisque la majorité des appareils PET-CT ne sont plus équipés de sources (en place de « source ») de transmission radioactives), la dose de rayons X sera la plus faible possible.

Il a été démontré que la dose efficace pouvait être réduite d'un facteur 13 à 26 dans cette utilisation si l'on applique des paramètres de très faible dosage (ref: Wu et al. EJNMMI, 2004). Puisque la dose efficace de la partie PET-scan est liée à l'activité du radio pharmaceutique PET administrée, le seul moyen d'optimiser la technique est de respecter les recommandations en cette matière soit de l'ordre de 300 MBq (ou en corrigeant pour le poids, 6MBq/kg). Il est évident qu'une augmentation de l'activité administrée dans le seul but d'accélérer la vitesse d'acquisition et d'augmenter le nombre de patients (*throughput*), sans améliorer la qualité diagnostique, ne peut être tolérée. A l'inverse, une réduction excessive de l'activité administrée dans le seul but de réduire la dose efficace n'est pas recommandée car elle conduirait à des erreurs diagnostiques éventuellement lourdes de conséquence pour le patient (Annals of the ICRP, 1988).

Finalement il n'est pas inutile de rappeler que le personnel en charge de cet équipement, habituellement les technologues de médecine nucléaire qui ne sont pas accoutumés à l'utilisation de RX, doivent recevoir une information complémentaire concernant les recommandations à suivre pour se protéger du rayonnement direct et surtout diffusé.

8. Conclusion générale

L'utilisation à visée diagnostique de la technologie CT remonte à plus de 30 ans et a bénéficié d'améliorations impressionnantes tant sur le plan de la qualité de l'image que du temps de création de l'image. De centimétrique, la précision de l'image est devenue millimétrique et le temps d'acquisition est passé d'une coupe centimétrique en minutes à l'acquisition d'un volume en quelques secondes.

Parallèlement les progrès des algorithmes de reconstruction et des logiciels d'analyse de l'image continuent à augmenter la qualité du diagnostic et permettent les applications de la technique à de nouveaux territoires anatomiques et de nouvelles pathologies.

Avec 24 CT par million d'habitants, la Belgique est bien équipée. Le CT scanner est plus fréquemment utilisé que l'IRM dans les situations d'urgence, en raison de son temps d'acquisition d'images largement inférieur à celui de l'IRM et de l'éventuelle présence de matériel de réanimation souvent incompatible avec les champs magnétiques intenses. Néanmoins, la proportion des appareils CT/IRM reste trop élevée (3/1) et ne permet pas encore une réduction significative des examens CT au profit d'examens d'imagerie par résonance magnétique nucléaire dans les cas appropriés. Un rapport de 2/1 sera atteint lorsque la nouvelle programmation (+ 40 unités IRM) aura été réalisée.

La large majorité (+/-70%) des explorations CT s'adressent à une population adulte et à l'âge moyen (>45 ans). Néanmoins, un faible pourcentage (<5%) concerne la population pédiatrique (0-15 ans) pour laquelle le risque lié à l'exposition aux rayonnements ionisants est accru.

Dans le cadre des explorations à visée diagnostique basées sur le rayonnement X, le CT est devenu la principale source d'irradiation médicale de la population et son importance relative ne cesse de croître. Cet effet potentiellement négatif doit conduire à des recommandations réduisant la dose d'irradiation en optimisant le rapport irradiation/bénéfice diagnostique. Ces recommandations tendront à utiliser la technique dans ces indications optimales et à utiliser toutes les ressources technologiques pour réduire l'irradiation au minimum acceptable (ALARA) .

C'est dans cet esprit que le Consilium Radiologicum Belgicum a élaboré, à l'intention des radiologues et des prescripteurs, des recommandations quand à l'utilisation rationnelle de l'imagerie médicale, en particulier du CT.

La plupart des études concernant l'irradiation médicale et en particulier le CT font référence aux doses population et aux potentialités de risques basées sur des doses collectives. Il ne faut pas perdre de vue que l'irradiation diagnostique est destinée à poser un diagnostic ou guider une démarche thérapeutique. Elle comporte potentiellement un risque individuel dont il faut rigoureusement évaluer le rapport coût bénéfice. Cet élément est particulièrement important pour la population pédiatrique.

9. Recommandations

9.1. Recommandations générales

- Réduction primaire d'irradiation reposant sur la diminution du nombre d'examens CT réalisés en Belgique et donc sur une justification des indications des examens CT suivant les recommandations du Consilium Radiologicum.
- Substitution maximale des examens CT par des techniques utilisant des rayonnements non ionisants (échographie et imagerie par résonance magnétique).
- Optimisation des procédures d'examens (ALARA) visant à obtenir une qualité diagnostique suffisante tout en diminuant les doses délivrées et donc le risque associé.

9.2. Recommandations spécifiques

- L'AFCN, Collège d'Imagerie Médicale, la société Royale Belge de Radiologie, le Consilium Radiologicum, les Universités et toutes les instances intervenant dans la formation doivent sensibiliser le médecin prescripteur et le médecin prestataire au risque de l'irradiation liée au diagnostic par CT.
- La formation continue dans le domaine de la radioprotection doit être favorisée tant pour le médecin radiologue, pour le personnel médico-technique que le médecin prescripteur.
- Il faut encourager, sinon rendre contraignante, l'utilisation des recommandations élaborées par le *Consilium Radiologicum*. Ces recommandations ont été élaborées dans l'optique de la radioprotection de l'individu et d'une démarche diagnostique optimale. La réalisation d'un environnement administratif adéquat doit permettre une *peer review* de l'utilisation rationnelle du CT scanner.
- La substitution CT-Imagerie par Résonance Magnétique doit être accessible au patient et au médecin prescripteur par une adéquation correcte du nombre d'unités de Résonance Magnétique à la population avec une répartition géographique équitable. La récente décision d'extension du parc IRM par le Ministère de la Santé Publique va dans ce sens.
- En radiologie pédiatrique, la justification des actes doit être extrêmement rigoureuse et assortie d'une stricte limitation de l'examen à la région d'intérêt. La réduction de dose doit être la règle. Des protocoles pédiatriques et/ou un dispositif automatique de réduction de dose doivent être utilisés. La modulation des mAs doit être accompagnée d'une modulation des kV. L'usage de techniques non ionisantes doit être stimulé.
- L'Agence Fédérale de Contrôle Nucléaire doit :
 - Etablir un cadastre complet des appareils CT en Belgique.
 - Elaborer des critères de qualité de l'appareillage CT conditionnant son agrément et son autorisation d'utilisation, en s'appuyant sur les protocoles établis par les experts agréés en radiophysique.

- Apporter son soutien pour l'évaluation des doses patient imposée par l'Arrêté Royal du 20 juillet 2001 et précisé par les directives de l'AFCN publiées dans le moniteur belge du 12/10/2006.
 - Sur base des données communiquées par les experts agréés en radiophysique, établir des niveaux de références diagnostique nationaux et les communiquer à l'UNSCEAR
 - Favoriser les études multicentriques, la recherche et le développement portant sur l'optimisation de la dose CT.
 - Etablir un registre national des doses patient
 - Proposer une évaluation nuancée du risque population, notamment en fonction de l'âge, sur base de la dose organe individuelle associée à la dose efficace.
- L'autorité compétente (INAMI/Conseil Technique Médical) devrait procéder à une actualisation/révision de la nomenclature de l'imagerie médicale (art 17, 17 bis, 17 ter, 17 quater) permettant de cerner l'activité de l'imagerie CT scanner et IRM. Alors que la nomenclature des examens osseux est d'une inutile complexité, les nomenclatures CT et IRM sont imprécises et disjointes.
 - Les indications et les conditions techniques des nouvelles applications comme la colonoscopie virtuelle, la coronarographie CT et autres doivent être précisées.
 - Le dépistage du cancer par examen CT « corps entier » n'est pas justifié.
 - Des recommandations élaborées conjointement par les médecins spécialistes en radiologie et les médecins spécialistes en médecine nucléaire doivent optimiser la technique PET-CT (appareillage combinant les deux techniques). L'optimisation des paramètres techniques utilisés doit être la règle tant dans l'utilisation diagnostique de la partie CT que son utilisation pour la co-registation avec l'image PET.

10. Composition du groupe de travail ayant participé à l'élaboration de ces recommandations

BIELEN DIDIER (médecin radiologue)
BOSMANS HILDE (expert en radiophysique)
BULS NICO (expert en radiophysique)
CLAPUYT PHILIPPE (médecin radiologue)
DIERCKX DANIELLE (expert en radiophysique)
EGGERMONT GILBERT (expert en radioprotection) (Président du groupe Réflexion Agents Physique)
HOORNAERT MARIE-THERESE (expert en radiophysique)
JAMAR FRANCOIS (médecin nucléariste)
MALCHAIR FRANCOISE (expert en radiophysique)
MOL HARRIE (expert en radiophysique)
SMEESTERS PATRICK (AFCN)
SMEETS PETER (médecin radiologue)
STRUYVEN JULIEN ((médecin radiologue)
STRUELENS LARA (expert en radiophysique)
TACK DENIS (médecin radiologue)
WAMBERSIE ANDRE (médecin radiothérapeute)

La présidence de ce groupe de travail est assurée par Mme M.-T. HOORNAERT, le rapport a été élaboré par le Prof J. STRUYVEN, assisté de Mme.Lara Struelens, et le secrétariat scientifique assumé par M. J-J. DUBOIS, M. P. DE DEYNE et M. E. JADOUL (anciennement par Mme A. JANSSENS).

11. Références

- Annales de l'Association Belge de Radioprotection, Perception des risques radiologiques. Vol. 28, n°4, 2003 - 1e trim. 2004 ; ISSN-0250-5010.
- Commentary: Risk of cancer from diagnostic X-rays/ Commentary: Liver Iron assay by MRI; The lancet (2004) 363, January 31: 340-341.
- CT scanner acceptance testing; ImPACT information Leaflet 1, version 1.02, 18/05/2001.
- Dendee, BJR 2003.
- Dose reduction in subsecond multislice spiral CT examination of children by online tube current modulation. Eur Radiol. 2004 Jun;14(6):995-9. Epub 2004 Mar 30.
- EAR UEMS 2002.
- European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. In: Report EUR 16262; Brussels; 1999.
- Evaluation de l'activité 2003 de trois institutions : le RHMS à Baudour, l'Hôpital Universitaire Gasthuisberg KUL et l'Hôpital Universitaire Erasme.
- Niveaux de références diagnostiques Français (Journal Officiel du 12/02/2004).
- NIEHS, website, Report on Carcinogens 11^{ed}, Nat. Toxic. Progr.
- NTP, Federal Agency adds X-rays to carcinogen warning list, Diagnostic Image Online, February 1, 2005.
- Protection of the patient in nuclear medicine. Annals of the ICRP, 1988; 17 (4) ICRP 52.
- Recommandations présentes sur www.rbrs.org rubrique Consilium ainsi que sur le website de l'INAMI RIZIV.
- 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP 1991; 21:1-201.
- Release of patients after Therapy with Unsealed Radionuclides, ICRP Publication 94, International Commission on Radiation Protection, 2004, 79 pp. (soft cover), Elsevier Inc., 360 Park Avenue South, New York, 10010-1710; ISBN 008 044 5608.
- RIVM Informatiesysteem medische stralingsstoepassingen, raadpleegbaar op www.rivm.nl/ims. (2005)
- UNSCEAR Sources and effects of ionizing radiation, Publication No. E.94.IX.2, United Nations, New York. (1993)
- UNSCEAR Sources and effects of ionizing radiation, Publication No. E.00.IX.3, United Nations, New York. (2000)
- US National Academy of Sciences BEIR VII (Biological Effects of Ionizing Radiation) rapport van 2005.

- WA Kalender, Computed Tomography; 2000.
- P. Aka, Polymorphisms in DNA Repair Genes, DNA Repair Phenotype and Genotoxic Effects in Radiation Exposed Workers, PhD thesis, Faculté des Sciences, VUB, 2005.
- Aroua A. et al. (2002) Nation-wide survey on radiation doses in diagnostic and interventional radiology in Switzerland in 1998, Health Phys. 83: 46-.
- Atkin WS, Morson BC, Cuzick J. Long-term risk of colorectal cancer after excision of rectosigmoid adenomas. N Engl J Med 1992; 326:658-662.
- A. Berrington de Gonz  les, S. Darby, *Risk of Cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries*, The Lancet, Vol. 363, January 31, 2004, p. 345-351.
- Bielen D, Bosmans H, Marchal G. Dose Calculation of Virtual CT Colonography (VCTC) based on dose-length product (DLP). Eur Radiol 2005; 15:SS 13.03 - C41.
- Brenner DJ, Elliston CD. Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening. Radiology. 2004 Sep; 232(3):735-8.
- Brenner DJ, Georgsson MA. Mass screening with CT colonography: should the radiation exposure be of concern? Gastroenterology 2005; 129:328-337.
- Britten, A.J et al. Br J Radiol 2004; 77:323-328.
- Buls N, ABR-BVS, "patient doses in CT : influence of technical developments with specific interest to paediatrics".
- Buls N, Pages J, de Mey J, Osteaux M (2003) Evaluation of patient and staff doses during various CT Fluoroscopy guided interventions. Health Phys 85(2):165-173.
- Buls N., de Mey J., Covens P. et Stadnik T., Health screening with CT : prospective assessment of radiation dose and associated detriment. JBR-BTR. 2005 Jan-Feb; 88(1):12-6.
- Carlson SK, Felmlee JP, Bender CE, Ehman RL, Classic KL, Hoskin TL, Harmsen WS, Hu HH (2005) CT Fluoroscopy-guided biopsy of the lung or upper abdomen with a breath-hold monitoring and feedback system: A prospective randomized controlled clinical trial. Radiology 237:701-708.
- Cody DD, Moxley DM, Krugh KT, O'Daniel JC, Wagner LK, Eftekhari F. Strategies for formulating appropriate MDCT techniques when imaging the chest, abdomen, and pelvis in pediatric patients. AJR Am J Roentgenol. 2004 Apr;182(4):849-59.
- Dietrich M. F., Miller K. L., and King S. H. Determination of Potential Uterine (Conceptus) Doses From Axial and Helical CT Scans, Health Physics 88 (Supplement 1): S10-S13; 2500.
- Donnelly LF. Reducing radiation dose associated with pediatric CT by decreasing unnecessary examinations. AJR Am J Roentgenol. 2005 Feb;184(2):655-7.
- Eggermont G. Een balans van 7 jaar optimalisatie van stralingsbescherming en nucleair afvalbeheer aan de Vrije Universiteit Brussel, Annalen van de Belgische Vereniging voor Stralingsbescherming, vol. 26, n  1, 2001.

- Eggermont Gilbert, Louis de Saint-Georges et Hans Vanmarcke, Les effets sur la santé de faibles doses de radiations ionisantes. Nouveaux résultats épidémiologiques et perspectives. HESA Newsletter, n° 29, Mars 2006, p. 22-27. ISSN-1815-3550.
- Erdman M. et al. Recent experiences with shielding a PET/CT facility; Radiation Safety Journal (August 2004), vol. 87, suppl. 1: S37-S39.
- Fenton JJ, Deyo RA. Patient self-referral for radiologic screening tests: clinical and ethical concerns. J Am Board Fam Pract. 2003 Nov-Dec;16(6):494-501.
- Field & Lohr 1992,15.
- Fletcher JG, Luboldt W. CT colonography and MR colonography: current status, research directions and comparison. Eur Radiol 2000; 10:786-801.
- Frush DP. Pediatric CT: practical approach to diminish the radiation dose. Pediatr Radiol. 2002 Oct;32(10):714-7; discussion 751-4. Epub 2002 Aug 29.
- Furtado CD, Aguirre DA, Sirlin CB, Dang D., Stamato SK, Lee P., Sani F., Brown MA, Levin DL, Casola G., Whole-body screening: spectrum of findings and recommendations in 1192 patients, Radiology. 2005 Nov;237(2) : 385-94.
- Giles J. Ultrasound scans accused of disrupting brain development; Nature (2004) 431:1026.
- Golding SJ, Schrimpton PC. Br J Radiol 75 (2002).
- Goodenough D., Lessons learned in radiology, IAEA 2001, Radiological Protection of Patients.
- Greess H, Lutze J, Nomayr A, Wolf H, Hothorn T, Kalender WA, Bautz W.
- Hardeman F., Carlé B. - Veiligheid en risicoperceptie. Resultaten van de opiniepeiling 2002 in België, April 2003, SCK.CEN, Mol, BLG-938.
- Hart D., Wall B. (2004) UK population dose from medical X-ray examinations, Eur J. Radiology 50, 285-291.
- Heneghan P. Radiology 2003, 229 ;575-580.
- Hollingsworth C. AJR (Feb. 2003)180 (2): 401-406.
- Illes J., Fan E., Koenig BA., Raffin TA., Kann D et Atlas SW.,Self-referred whole-body CT imaging: current implications for health care consumers, Radiology. 2003 Aug;228(2) :346-51.
- Imperiale TF, Wagner DR, Lin CY, Larkin GN, Rogge JD, Ransohoff DF. Risk of advanced proximal neoplasms in asymptomatic adults according to the distal colorectal findings. N Engl J Med 2000; 343:169-174.
- Jessen KA, Shrimpton PC, Geleijns J, Panzer W, Tosi G. Dosimetry for optimisation of patient protection in computed tomography. Appl Radiat Isot 1999; 50:165-172.

- Johnson DA, Gurney MS, Volpe RJ, et al. A prospective study of the prevalence of colonic neoplasms in asymptomatic patients with an age-related risk. *Am J Gastroenterol* 1990; 85:969-974.
- Keyzer C. et al. Acute appendicitis: Comparison of low-dose and standard-dose unenhanced multi-detector row CT; *Radiology* (2004), 232:164-172.
- Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, Saini S. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology*. 2004 Mar;230(3):619-28. Epub 2004 Jan 22.
- KALRA et al. *AJR* 2002;179:1101–1106.
- Kamel E. et al. CT vs 68Ge attenuation correction in a combined PET/CT system: evaluation of the effect of lowering the CT tube current; *European Journal of Nuclear Medicine* (2002), 29, no. 3: 346-350.
- Le Heron JC et Coakley KS, CT screening-whole body and targeted, *Australas Phys Eng Sci Med.*, 2004 Mar;27(1):1-4.
- Lieberman DA, Weiss DG, Bond JH, Ahnen DJ, Garewal H, Chejfec G. Use of colonoscopy to screen asymptomatic adults for colorectal cancer. Veterans Affairs Cooperative Study Group 380. *N Engl J Med* 2000; 343:162-168.
- Luboldt W, Fletcher JG, Vogl TJ. Colonography: current status, research directions and challenges. Update 2002. *Eur Radiol* 2002; 12:502-524.
- Mayo JR, Aldrich J, Muller NL. Radiation exposure at chest CT: a statement of the Fleischner Society. *Radiology* 2003; 228:15-21.
- MN Brant-Zawadzki, the role of computer tomography in screening for cancer, *Eur Radiol*. 2005 Nov ;15 Suppl 4 :D52-4.
- Mol H. (2001) Dosisinventarisatie Radiodiagnostiek in Vlaanderen, VUB-studie in opdracht van MIRA, VMM, www.vmm.be/MIRA.
- Mol H. Evolutie blootstelling door CT onderzoeken, Resultaten van onderzoek voor het MIRA rapport.
- Morin R. en Broadbent M. Freestanding, self referral centres for whole-body CT screening should be closed, or at least restricted to at-risk patients. For en against the proposition; *Med. Phys.* (2003) 30: 2569-2571.
- Morson BC. Factors influencing the prognosis of early cancer of the rectum. *Proc R Soc Med* 1966; 59:607-608.
- MT Beinfeld, E.Wittenberg et GS Gazelle, Cost-effectiveness of whole-body CT screening, *Radiology*, 2005 Feb;234(2):415-22.
- Mullins ME et al. *AJNR* 2004; 25: 533 - 538.
- Nawfel RD, Philip F, Judy PF, Silverman SG, Hooton S, Tuncali K, Adams DF (2000) Patient and personnel exposure during CT fluoroscopy-guided interventional procedures. *Radiology* 216:180-184.

- Nickoloff E L, Khandji A, Dutta A (2000) Radiation doses during CT fluoroscopy. Health Phys 79(6):675-681.
- Peterson A., Frush D.P., Donnelly L.F. Helical CT of the body : are settings adjusted of pediatric patients ? AJR 2001 ; 176 : 297-301.
- Picano E., Sustainability of medical imaging, British Medical Journal 328: 578-580 (2004).
- Pickhardt PJ, Choi JR, Hwang I, et al. Computed tomographic virtual colonoscopy to screen for colorectal neoplasia in asymptomatic adults. N Engl J Med 2003; 349:2191-2200.
- Prokop M. Cancer screening with CT: Dose controversy. Eur Radiol. 2005 Nov;15 Suppl 4 :D55-61.
- PRASAD et al. AJR 2002;179:461–465.
- Römann M. et al. The effect of varying low dose protocols on perceived image quality in multidetector CT in a rabbit model of acute appendicitis; Eur. Radiol. (2004), 14: 1465-1471.
- Shannoun F., Zeeb H., Back C., Blettner M., Medical exposure of the population from diagnostic use of ionizing radiation in Luxembourg between 1994 and 2002. Health Physics – vol. 91, n° 2 – august 2006.
- Shrimpton et al. Radiat Prot Dosim 1995;57:413-415.
- Shrimpton PC, Radiol Prot. Dosim. 90;249-252.
- Signal-Cinquandre A. et al. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose; Radiology (april 2004): 169-174.
- Stryker SJ, Wolff BG, Culp CE, Libbe SD, Ilstrup DM, MacCarty RL. Natural history of untreated colonic polyps. Gastroenterology 1987; 93:1009-1013.
- Tack D. et al. Comparisons of standard-dose and simulated low-dose multi-detector-row CT pulmonary angiography. Radiology. 2005;236:318-25.
- Tack. D et al. Low-Dose unenhanced multi-detector row CT in patients with suspected acute colon diverticulitis. Radiology. 2005 ;237:189-96.
- Tack D. et al. Radiation dose in Computed Tomography of the chest JBR-BTR. 2004 Nov-Dec;87(6):281-8.
- Tack D. et al. Dose reduction in Multidetector CT using attenuation-based online tube current modulation; American Journal of Roentgenology (2003), 181: 331-334).
- Teeuwisse WM, Geleijns J, Broerse JJ, Obermann WR, Van Persijn Van Meerten EL (2001) Patient and staff dose during CT guided biopsy, drainage and coagulation. Br J Radiol 74:720-726.
- van Gelder RE, Venema HW, Florie J, et al. CT colonography: feasibility of substantial dose reduction--comparison of medium to very low doses in identical patients. Radiology 2004; 232:611-620.

- Van Marcke H, Baugnet-Mahieu L, Culot J, Govaerts P, L. H. Natural, medical and industrial exposure: the Belgian situation (original in Dutch). In: Ionizing radiation: effects of low doses (original in Dutch). NIRAS, Belgium, 1996.
- Vanmarcke H. MIRA-T 2004 , Hoofdstuk 2.6 "Ioniserende straling" van het Milieu en Natuurrapport Vlaanderen (www.vmm.be).
- H.Vanmarcke, G. Eggermont, H. Mol, J. Brouwers, *Ioniserende Straling, MIRA Achtergronddocument*, Vlaamse Milieumaatschappij , december 2005, 91p., www.vmm.be; www.milieुरapport.be.
- H. Vanmarcke, H. Mol, J. Paridaens, G. Eggermont, *Exposure of the Belgian population to ionizing radiation*, CD rom IRPA 11, full papers; also published at www.irpa.net, Session 6d
- M. Van Steertegem (Red.), *MIRA-T 2005, Milieुरapport Vlaanderen: thema's*, 16 december 2005, 288 p., ISBN 978-90-6512-4, www.vmm.be; www.milieुरapport.be.
- Winawer SJ, Zauber AG, Ho MN, et al. Prevention of colorectal cancer by colonoscopic polypectomy. The National Polyp Study Workgroup. N Engl J Med 1993; 329:1977-1981.
- Wu T.-H. et al. Radiation exposure during transmission measurements: comparison between CT- and germanium-based techniques with a current PET scanner;; European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging (2004), 31, no. 1: 38-43.
- Yates S J, MSc, Pike L C, BSc and Goldstone K E, MSc. Effect of multislice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia, FIPEM, British Journal of Radiology (2004) 77, 472-478.
