



Association
des physiciens et ingénieurs
biomédicaux du Québec

2008
Québec

Étude des doses en tomodynamométrie



Rapport d'étude

Première partie : Analyse des examens courants

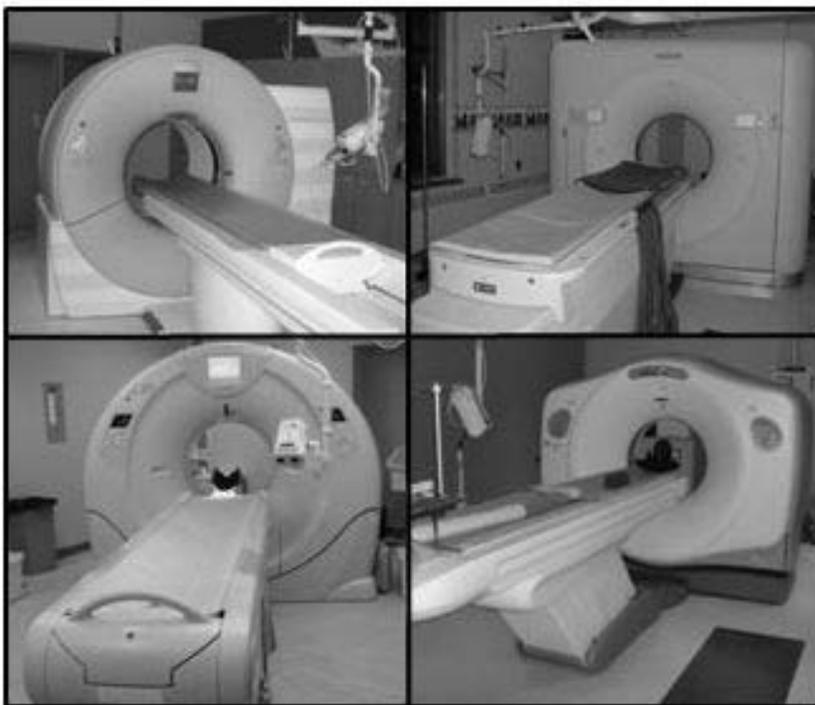
Comité de radioprotection



Association
des physiciens et ingénieurs
biomédicaux du Québec

2008
Québec

Étude des doses en tomodynamométrie



Rapport d'étude

Première partie : Analyse des examens courants

Comité de radioprotection

Le présent rapport ne lie pas le ministère de la Santé et des Services sociaux et ne constitue pas ses orientations. Il représente l'opinion des membres du comité de radioprotection de l'Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec. Son contenu n'engage que ses auteurs.

Édition produite par :

L'Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec

Le présent document a été édité en quantité limitée et n'est maintenant disponible qu'en version électronique à l'adresse : **www.apibq.org** section **Documents**.

Le genre masculin utilisé dans ce document désigne aussi bien les femmes que les hommes.

ISBN : 978-2-9811231-0-7 (version imprimée)

ISBN : 978-2-9811231-1-4 (PDF)

Dépôt légal - Bibliothèque et Archives nationales du Québec, 2009

Dépôt légal - Bibliothèque et Archives Canada, 2009

Tous droits réservés pour tout pays. La reproduction, par quelque procédé que ce soit, la traduction ou la diffusion du présent document, même partielles, sont interdites sans autorisation préalable. Cependant, la reproduction partielle ou complète du document à des fins personnelles ou éducatives et non commerciales est permise, à condition d'en mentionner la source.

© Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec

Responsable de l'étude

Normand Nadon, président du comité de radioprotection
Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec

Coordination et rédaction

Francine Noël, technologue en radiologie
Centre hospitalier universitaire de Québec

Groupe de travail

Jean Arsenault, ingénieur biomédical
Institut universitaire de cardiologie et de pneumologie de Québec

Jacques Blanchette, physicien médical
Institut universitaire de cardiologie et de pneumologie de Québec

Francine Dinelle, physicienne médicale
Centre hospitalier de l'Université de Montréal

Clément Drolet, ingénieur biomédical
Centre hospitalier universitaire de Québec

Normand Nadon, physicien médical
Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal

Robert Ouellet, ingénieur physicien
Institut de cardiologie de Montréal et Centre hospitalier affilié universitaire de Québec

Nagi Sharoubim, ingénieur-conseil
Retraité du Centre universitaire de santé McGill

Collaboration

Association des radiologistes du Québec

D^r Yves Patenaude, radiologiste
Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke

D^r André Constantin, radiologiste
Hôpital général juif de Montréal

Ordre des technologues en radiologie du Québec

Richard Lessard, président
Danielle Boué, 1^{re} vice-présidente

Ministère de la Santé et des Services sociaux

Richard Tremblay, physicien, Direction de la santé publique

Institut national de santé publique du Québec (INSPQ)

D^{re} Anne-Marie Bourgault, directrice du Laboratoire de santé publique du Québec
Manon Rouleau, Ing., physicienne au Laboratoire de santé publique du Québec



ÉTUDE DES DOSES EN TOMODENSITOMÉTRIE, CT SCAN

RÉSUMÉ

Une étude des doses en tomodensitométrie (CT Scan) a été menée au Québec en mars 2008. Tous les centres publics et privés du territoire qui offraient alors des services de tomodensitométrie ont été invités à y participer. Au total, 75 centres ont répondu à l'invitation. Le taux de participation à l'étude s'établit à 82 % et celle-ci porte sur 88 tomodensitomètres, dont 80 % sont dotés de multidétecteurs (multibarrettes).

Au-delà de 100 000 entrées ont été saisies dans un chiffrier Excel (Microsoft Corporation). Les données de 9 394 examens de tomodensitométrie ont été recueillies au moyen d'un questionnaire. Les paramètres de dose résultant de l'acquisition, c'est-à-dire le $CTDI_{vol}$ () ou le $CTDI_w$ () et le DLP (), étaient notés. La couverture anatomique et le produit courant/temps (mAs) étaient aussi relevés dans le cas où l'appareil affichait seulement le $CTDI_w$. Dans le rapport, la dose efficace, exprimée en mSv, a été estimée à partir des valeurs DLP des examens. Le 75^e percentile de la distribution des valeurs DLP observées constitue la valeur de référence pour ces examens.

Pour la première partie de l'analyse, objet du présent rapport, les examens les plus courants des cinq régions anatomiques suivantes ont été retenus : tête et cou, thorax, abdomen, abdomen-pelvis, thorax-abdomen-pelvis. Le DLP au 75^e percentile pour un examen **standard** (chez l'adulte dont le poids varie entre 60 et 80 kg) effectué au Québec a été comparé aux niveaux de référence diagnostiques (NRD) déjà établis dans d'autres pays industrialisés, à partir d'études similaires.

L'analyse a permis d'observer une augmentation des examens courants en tomodensitométrie du double depuis 2000. On note un écart important entre les valeurs DLP obtenues pour le même type d'examen effectué dans différents centres du Québec. Dans le cas de certains examens **standards**, on constate que les doses qui leur sont associées peuvent être supérieures aux NRD établis dans les autres pays industrialisés pour le même type d'examen. En outre, on remarque généralement des doses beaucoup plus élevées avec l'utilisation d'appareils multibarrettes.

Les résultats de la présente étude concordent avec ceux d'études similaires menées dans d'autres pays où des mesures ont été instaurées afin d'optimiser les doses des examens tomodensitométriques. Tant l'Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec que son comité de radioprotection recommandent l'optimisation des doses en tomodensitométrie au Québec. L'analyse des autres données recueillies au cours de l'étude, en particulier celles qui se rapportent aux examens en soins cardiaques et à la colonoscopie virtuelle, ainsi que le suivi relatif aux méthodes d'optimisation des protocoles techniques seront présentés dans un rapport complémentaire.

MOT DU PRÉSIDENT DU COMITÉ DE RADIOPROTECTION

Au cours des dernières années, les progrès technologiques réalisés en tomodensitométrie ont permis d'améliorer la qualité des examens d'imagerie médicale. Les nouvelles technologies ont grandement contribué à accroître l'acuité du diagnostic posé par le médecin. Ainsi, les tomodensitomètres multibarrettes permettent maintenant de conduire la procédure radiologique avec une plus grande précision, et ce, en beaucoup moins de temps.

Depuis l'arrivée de la technologie multibarrettes, plusieurs pays – notamment le Royaume-Uni, la France, la Suisse, l'Allemagne, l'Italie, la Norvège et les États-Unis – ont mené des études sur les doses attribuables aux examens de tomodensitométrie. Plusieurs publications font état de changements dans les pratiques médicales et d'une augmentation de ces doses ; certains pays ont réagi en fixant des niveaux de référence diagnostiques pour guider les utilisateurs dans leur pratique.

Au Québec, aucune donnée ne permet d'avoir une vue d'ensemble de la pratique médicale au regard des doses utilisées en tomodensitométrie. Depuis quelques années, l'Association des ingénieurs et physiciens biomédicaux du Québec (APIBQ) est préoccupée par la question. Dans le cadre du premier volet d'un projet financé par le ministère de la Santé et des Services sociaux, l'APIBQ a mené une étude provinciale afin de dresser un portrait de la situation actuelle en ce qui concerne les doses attribuables aux procédures relatives à la tomodensitométrie. Cette étude a été rendue possible grâce à l'apport de l'Association des radiologistes du Québec et de l'Ordre des technologues en radiologie du Québec.

Les résultats de l'étude seront utilisés pendant la deuxième étape du projet, qui consiste à définir puis à mettre en place les mécanismes permettant d'engager le processus d'optimisation des protocoles d'examens de tomodensitométrie dans les différents centres du Québec. Cette optimisation a pour objectif de sensibiliser les utilisateurs aux doses associées aux examens de tomodensitométrie. Elle permettra d'actualiser les pratiques en tenant compte des changements technologiques importants survenus ces dernières années avec l'expansion des tomodensitomètres multibarrettes au Québec.

Cette démarche, à laquelle collaborent les différents organismes professionnels de la santé, permettra de rassembler les connaissances, selon les champs de compétence de chacun, pour continuer d'offrir des examens de grande qualité à la population du Québec.



Normand Nadon, Ph. D.
Président du Comité de radioprotection
APIBQ

REMERCIEMENTS

Nous désirons remercier toutes les personnes qui ont contribué de près ou de loin à l'étude des doses en tomodensitométrie au Québec.

Ainsi, nous remercions la Direction générale de la santé publique du ministère de la Santé et des Services sociaux pour son appui financier à cette étude. Nous souhaitons remercier particulièrement le D^r Alain Poirier, directeur national de santé publique, et le D^r Yves Jalbert, directeur de la prévention clinique et de la biovigilance, pour leur soutien et le grand intérêt qu'ils ont porté à ce dossier. Nos remerciements s'adressent également à M. Richard Tremblay, physicien biomédical à la Direction générale de santé publique, pour son appui, ses judicieux conseils et sa participation à titre de membre invité du groupe de travail.

Nous remercions sincèrement tous les membres du groupe de travail pour leur confiance et leur expertise précieuse, le soutien qu'ils nous ont offert tout au long du processus ainsi que leur contribution à la rédaction du présent document.

Dans un cadre visant la qualité et la bonne pratique, cette étude a permis de réunir les différents professionnels de l'imagerie médicale. Nous souhaitons remercier les trois organisations dont ils sont membres et leurs représentants : le D^r Frédéric Desjardins, président de l'Association des radiologistes du Québec ; M. Richard Lessard, président, et M^{me} Danielle Boué, première vice-présidente de l'Ordre des technologues en radiologie du Québec (OTRQ), ainsi que MM. Fernand Jalbert et Yves Amyot, présidents de l'Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec. Nous désirons adresser nos plus vifs remerciements au D^r Yves Patenaude (Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke) et au D^r André Constantin (Hôpital général juif de Montréal) pour leur aide précieuse et le soutien qu'ils nous ont accordé au cours de l'étude. Nous remercions les différentes équipes de l'OTRQ pour leur soutien, notamment M. Alain Crompt, administrateur, et M. Jean-Philippe Rheault, responsable de la publicité et du site Web de l'OTRQ.

Nous désirons remercier également l'École de technologie supérieure et l'Institut national de santé publique du Québec. Nous souhaitons souligner ici la participation de M^{me} Manon Rouleau, physicienne au Laboratoire de santé publique du Québec, à titre de membre invitée du groupe de travail et la remercier pour son soutien au cours de l'étude et ses judicieux commentaires apportés au moment de la rédaction du rapport.

Des remerciements particuliers s'adressent à tous les technologues en radiologie du Québec qui ont participé à cette démarche pour leur excellente collaboration au cours de l'étude. Soulignons enfin l'importante contribution et le soutien du personnel des départements d'imagerie médicale du Centre hospitalier universitaire de Québec, de l'Institut universitaire de cardiologie et de pneumologie de Québec, du Centre hospitalier de l'Université de Montréal et de l'Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal.

TABLE DES MATIÈRES

LISTE DES FIGURES.....	15
LISTE DES TABLEAUX.....	17
INTRODUCTION	19
OBJECTIFS	21
1 SOURCES DE RAYONNEMENTS IONISANTS	23
2 LA TOMODENSITOMÉTRIE.....	25
2.1 PRINCIPE ET FONCTIONNEMENT.....	25
2.2 LE TOMODENSITOMÈTRE	26
2.3 DOSE ASSOCIÉE AUX APPAREILS MULTIBARRETTES.....	26
2.4 CHANGEMENT TECHNOLOGIQUE AU QUÉBEC.....	28
2.5 NOUVELLES UTILISATIONS DE LA TOMODENSITOMÉTRIE	29
3 MÉTHODOLOGIE.....	31
3.1 DOSIMÉTRIE.....	31
3.1.1 STRATÉGIE	31
3.1.2 INDICATEURS.....	31
3.1.3 INDICES SCANOGRAPHIQUES	33
3.1.4 NIVEAUX DE RÉFÉRENCE DIAGNOSTIQUES (NRD).....	35
3.1.5 ÉVALUATION DE LA DOSE EFFICACE (E) PAR EXAMEN	37
3.1.6 ÉVALUATION DE LA DOSE COLLECTIVE	38
3.2 TERMINOLOGIE UTILISÉE.....	40
3.3 COLLECTE DES DONNÉES.....	40
3.3.1 QUESTIONNAIRE	40
3.3.2 ASSURANCE DE LA QUALITÉ.....	43
4 SCHÉMA D'ANALYSE.....	45

5	ANALYSE ET RÉSULTATS	47
5.1	ÉCHANTILLONNAGE	47
5.1.1	TAUX DE PARTICIPATION.....	47
5.1.2	TRAITEMENT DES DONNÉES.....	48
5.1.3	RÉSUMÉ DES DONNÉES OBTENUES DE L'ÉTUDE	49
5.2	ANALYSE DES EXAMENS STANDARDS	52
5.2.1	EXAMEN DE LA TÊTE	54
5.2.2	EXAMEN DU THORAX	55
5.2.3	EXAMEN DE L'ABDOMEN (SUPÉRIEUR)	57
5.2.4	EXAMEN DU PELVIS	58
5.2.5	EXAMEN COMBINÉ ABDOMEN-PELVIS	58
5.2.6	EXAMEN COMBINÉ THORAX-ABDOMEN-PELVIS.....	60
5.2.7	EXAMENS STANDARDS SELON LA TECHNOLOGIE	61
5.3	DOSE PÉDIATRIQUE	63
5.3.1	EXAMEN DE LA TÊTE	64
5.3.2	EXAMEN DU THORAX	65
5.3.3	EXAMEN ABDOMEN-PELVIS.....	66
5.4	DOSE CHEZ LA FEMME.....	67
5.4.1	DOSE ABSORBÉE ESTIMÉE POUR LA RÉGION DES SEINS (DOSE GLANDULAIRE)	68
5.4.2	UTILISATION DES CACHES MAMMAIRES AU BISMUTH	68
5.5	DOSE EFFICACE MOYENNE	69
5.6	DOSE COLLECTIVE.....	73
5.7	ÉVALUATION DES RISQUES	75
	CONCLUSION	79
	BIBLIOGRAPHIE.....	81
	ANNEXES.....	87

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Répartition des sources de rayonnements ionisants.....	23
Figure 2 : Fonctionnement du tomодensitomètre.....	25
Figure 3 : Largeur du faisceau selon le nombre de barrettes.....	27
Figure 4 : Phénomène de dépassement ().....	28
Figure 5 : Évolution de la technologie en CT au Québec.....	28
Figure 6 : Répartition des examens selon l'âge des patients.....	50
Figure 7 : Résumé des principaux résultats de l'étude.....	51
Figure 8 : Comparaison des doses de référence.....	54
Figure 9 : Répartition des DLP pour l'examen de la tête.....	54
Figure 10 : Répartition des DLP pour l'examen du thorax.....	56
Figure 11 : Répartition des DLP pour l'examen de l'abdomen (supérieur).....	57
Figure 12 : Répartition des DLP pour l'examen abdomen-pelvis.....	59
Figure 13 : Répartition des DLP pour l'examen thorax-abdomen-pelvis.....	60
Figure 14 : Doses des examens selon la technologie (75 ^e percentile).....	62
Figure 15 : Doses pédiatriques pour l'examen de la tête.....	64
Figure 16 : Doses pédiatriques pour l'examen du thorax.....	65
Figure 17 : Doses pédiatriques pour l'examen abdomen-pelvis.....	66
Figure 18 : Nombre d'examens en tomодensitométrie effectués au Québec, de 2000 à 2008.....	69
Figure 19 : Répartition par région anatomique des examens TDM au Québec en 2002.....	70
Figure 20 : Répartition par région anatomique des examens TDM au Québec en 2006.....	70
Figure 21 : Répartition par région anatomique des examens TDM au Québec selon l'étude, pour 2008... ..	71
Figure 22 : Répartition de la dose collective en tomодensitométrie.....	74
Figure 23 : Valeurs de risque selon l'étude BEIR VII.....	76

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Facteurs de pondération (W_T) recommandés par l'ICRP	33
Tableau 2 : Facteurs de conversion (k) de DLP à dose efficace (E)	37
Tableau 3 : Nombre d'actes en tomодensitométrie pour les années 2000 à 2008	39
Tableau 4 : Description des examens standards	42
Tableau 5 : Taux de participation des centres de tomодensitométrie du Québec	47
Tableau 6 : Répartition des adultes selon le poids et le sexe	50
Tableau 7 : Niveaux de référence diagnostiques (NRD) en tomодensitométrie	53
Tableau 8 : DLP de l'examen de la tête selon le nombre de détecteurs	55
Tableau 9 : DLP pour l'examen du thorax selon le nombre de détecteurs	56
Tableau 10 : DLP pour l'examen de l'abdomen (supérieur) selon le nombre de détecteurs	58
Tableau 11 : DLP pour l'examen abdomen-pelvis selon le nombre de détecteurs	59
Tableau 12 : DLP pour l'examen thorax-abdomen-pelvis selon le nombre de détecteurs	61
Tableau 13 : Répartition des tomодensitomètres selon la technologie	61
Tableau 14 : DLP au 75 ^e percentile selon la technologie pour chaque examen standard	62
Tableau 15 : Nombre d'examens chez les enfants selon le groupe d'âge	63
Tableau 16 : Examen de la tête chez l'enfant, DLP selon le groupe d'âge	64
Tableau 17 : Examen du thorax chez l'enfant, DLP selon le groupe d'âge	65
Tableau 18 : Examen abdomen-pelvis chez l'enfant, DLP selon le groupe d'âge	66
Tableau 19 : Risque à vie d'induction du cancer du sein et de mortalité par cancer du sein	67
Tableau 20 : DLP (mGy•cm) moyen par procédure pour chaque région anatomique selon la technologie	72
Tableau 21 : Comparaison des doses efficaces individuelles moyennes par procédure entre les études	72
Tableau 22 : Dose efficace (mSv) versus nombre d'acquisitions pour un même patient	73
Tableau 23 : Évolution de la dose collective (personne • sievert) associée à la TDM au Québec	74

INTRODUCTION

L'arrivée des tomodensitomètres ou CT () au début des années 1970 a révolutionné la pratique en imagerie médicale. Les premiers appareils dotés d'un seul détecteur (SDCT) étaient surtout utilisés pour les examens de la tête. À la fin des années 1990, les fabricants annonçaient une nouvelle technologie : les multidétecteurs (MDCT). Progressivement, les tomodensitomètres comprenant 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128 ou 320 détecteurs (barrettes) ont été introduits sur le marché.

Les tomodensitomètres dotés de multidétecteurs produisent des images tridimensionnelles de très haute résolution et permettent l'exploration en coupes submillimétriques de plusieurs régions anatomiques. Les nombreux avantages que présente la tomodensitométrie dans le domaine de la santé expliquent l'intérêt grandissant pour cette technologie. Néanmoins, il importe de se questionner sur la quantité de radiations ionisantes reçues par le patient, en particulier les enfants, pour ce type d'examen. Les auteurs de deux études (Hall et Brenner, 2008 ; Brenner et Hall, 2007) rapportent que les doses reçues pour un examen effectué en tomodensitométrie sont relativement élevées par comparaison aux autres types d'examens d'imagerie médicale. Une augmentation de la dose effective par examen serait observée avec l'utilisation des appareils multibarrettes. Ainsi, l'International Commission of Radiological Protection (ICRP, 2007a) constatait en 2001, une augmentation de la dose de 30 % pour l'examen de la tête avec la technologie à quatre barrettes par rapport à la technologie monobarrette. Les auteurs d'une autre étude (Lee et autres, 2004) rapportent que les examens en tomodensitométrie représenteraient 13 % des procédures en imagerie médicale aux États-Unis, mais seraient responsables de près de 70 % de la dose collective par irradiation d'origine médicale.

Le nombre d'examens en tomodensitométrie au Québec et les nouvelles utilisations de cette technologie en imagerie médicale sont en forte croissance depuis l'an 2000. Selon Hall et Brenner (2008) et Mettler et autres (2000), le milieu médical tend de plus en plus à utiliser cette technologie comme examen de référence pour le dépistage de certaines maladies chez les patients asymptomatiques et pour le suivi des traitements. Considérant, d'une part, les récents changements de technologie apportés en tomodensitométrie au Québec et, d'autre part, les résultats de plusieurs études démontrant une augmentation des doses reçues par les patients au moment de subir ces examens, l'Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec (APIBQ) s'est montrée préoccupée. Ainsi, le comité de radioprotection de l'APIBQ propose, dans le premier volet de son présent rapport, un portrait de la situation en tomodensitométrie au Québec et une analyse comparative des résultats avec les niveaux de référence déjà établis dans certains pays industrialisés.

L'étude a été rendue possible grâce à l'appui financier du ministère de la Santé et des Services sociaux du Québec, par l'entremise de la Direction de la santé publique, et grâce à la collaboration de l'Association des radiologistes du Québec et de l'Ordre des technologues en radiologie du Québec.

OBJECTIFS

Le présent document, qui constitue la première partie de notre rapport, rend compte de l'analyse des principaux résultats recueillis au moment de l'étude et traite notamment des éléments suivants :

- l'augmentation du nombre d'examens en tomodensitométrie depuis l'an 2000 ;
- la part attribuée aux examens effectués en tomodensitométrie par rapport à l'ensemble des sources de radiations ionisantes utilisées dans le domaine médical ;
- l'utilisation des appareils CT multibarrettes ;
- la comparaison entre les résultats obtenus de l'étude concernant les doses (DLP) au Québec pour un examen **standard**¹ en tomodensitométrie et les niveaux de référence diagnostiques (NRD) déjà établis dans d'autres pays industrialisés ;
- la dose efficace moyenne pour un examen **standard** en tomodensitométrie pour chacune des principales régions anatomiques (tête et cou, thorax, abdomen, pelvis) ;
- la dose collective attribuable aux examens en tomodensitométrie des principales régions anatomiques (tête et cou, thorax, abdomen, pelvis).

La première étape de l'étude a aussi été l'occasion d'observer la pratique en tomodensitométrie en ce qui concerne les éléments suivants :

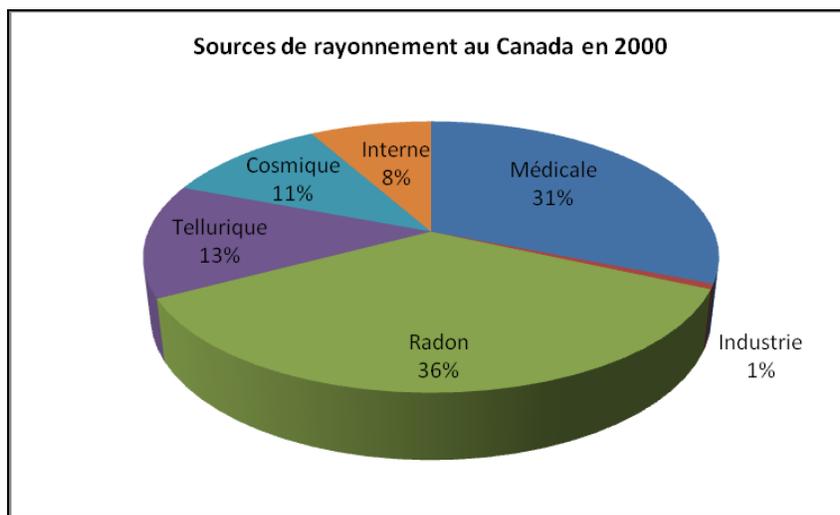
- la répartition des différents examens **standards** en tomodensitométrie selon les principales régions anatomiques, c'est-à-dire tête et cou, thorax, abdomen, pelvis ;
- la couverture (longueur de scan) pour la région anatomique examinée ;
- le nombre de séquences par examen (par exemple, avec et sans contraste) ;
- les paramètres techniques (mA, kV, pas ou , couverture anatomique) généralement utilisés pour un examen **standard** en tomodensitométrie, effectué pour les régions anatomiques suivantes : tête et cou, thorax, abdomen, pelvis.

1. L'examen standard est défini selon le cadre clinique présenté dans le tableau 4.

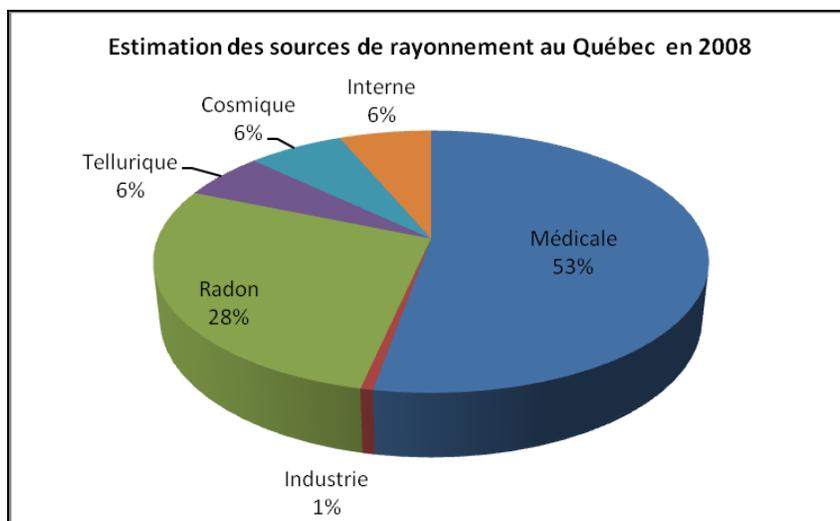
1 SOURCES DE RAYONNEMENTS IONISANTS

Les rayonnements ionisants sont de plus en plus utilisés à des fins médicales et ils contribuent dans une part non négligeable à la dose efficace collective. À la figure 1, on peut observer l'importance, en pourcentage, des différentes sources de rayonnements ionisants. Cette figure montre la répartition des principales sources de rayonnements ionisants au Canada pour l'année 2000 et une estimation, basée sur la supposition que la répartition était la même, pour le Québec en 2008.

Figure 1 : Répartition des sources de rayonnements ionisants



Source : UNSCEAR, 2000.



Sources : UNSCEAR, 2000 ; Grasty et LaMarre, 2004 ; Dessau et autres, 2005 ; données de la présente étude.

Au Québec, en 2008, l'exposition médicale représente plus de la moitié de l'ensemble des sources de rayonnements ionisants. La proportion estimée du rayonnement provenant des examens tomodensitométriques se situe à 52 % des sources d'origine médicale, soit 28 % de l'ensemble des sources de rayonnements ionisants.

D'autres études présentent des résultats similaires. Ainsi, le National Council on Radiation Protection, dans son rapport n° 160², estime la part attribuée à l'exposition médicale à près de 50 % de l'ensemble des sources de rayonnements ionisants pour l'année 2006. Selon Mettler et autres³, l'exposition aux rayonnements ionisants attribuable aux examens effectués en tomodensitométrie représente jusqu'à 67 % de la dose provenant de la source médicale et 30 % des patients subissent plus de trois examens en tomodensitométrie dans la même journée.

2. NCRP– NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (à paraître),
Report n° 160, Communiqué du 3 mars 2009, Bethesda
(Maryland), National Council on Radiation Protection and Measurements.

3. Fred A. METTLER et autres (2000), « CT scanning: patterns of use and dose »,
vol. 20, août, p. 353-359.

2 LA TOMODENSITOMÉTRIE

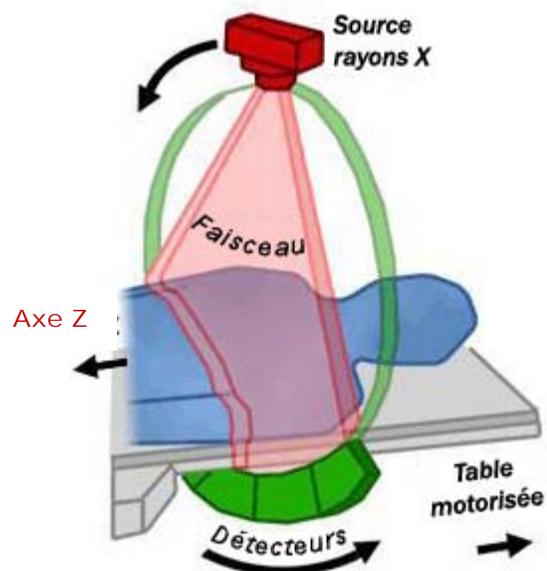
2.1 PRINCIPE ET FONCTIONNEMENT

La description suivante vaut pour la plupart des tomodensitomètres qui étaient en service au Québec au cours de l'étude.

Le principe de fonctionnement de la tomodensitométrie est relativement simple. Le patient est déplacé longitudinalement (axe Z) dans l'anneau du système CT () sur une table motorisée. L'anneau renferme le tube à rayons X et la ou les rangées de détecteurs qui font face au tube. Cet anneau tourne autour du patient (plan XY). Les acquisitions peuvent être faites pendant que la table est immobile (mode séquentiel, aussi appelé axial) ou pendant qu'elle est en mouvement dans l'axe Z (mode hélicoïdal aussi appelé spiralé). Les rayons X irradient le patient, le traversent et sont captés par une ou plusieurs rangées de détecteurs. La reconstruction de l'image est basée sur l'atténuation des rayons X dans le patient.

La figure 2 illustre le fonctionnement du tomodensitomètre.

Figure 2 : Fonctionnement du tomodensitomètre



2.2 LE TOMODENSITOMÈTRE

Le tomodynamomètre à simple détecteur est aussi appelé tomodynamomètre monobarrette. Quant au modèle doté de multidétecteurs, il est aussi appelé tomodynamomètre multibarrettes ; il peut compter jusqu'à 320 rangées de détecteurs (barrettes de détection) dans l'axe Z.

Le tomodynamomètre à simple détecteur ou monobarrette

La gamme de tomodynamomètres monobarrette a prédominé le marché dès l'apparition de la technologie CT et jusqu'au début des années 2000. Comme son nom l'indique, les tomodynamomètres monobarrette n'ont qu'une seule rangée de détecteurs dans l'axe Z (voir la figure 2). La largeur du faisceau de rayons X dans cet axe détermine l'épaisseur des coupes reconstruites. Ces appareils peuvent donner des coupes minimales d'un millimètre d'épaisseur, alors que leur temps de rotation minimal est rarement sous la seconde.

Le tomodynamomètre doté de multidétecteurs ou multibarrettes

Le premier tomodynamomètre multibarrettes a été conçu en 1993. En 2001-2002, sont apparus les appareils multibarrettes dotés de faisceaux de rayons X distribués sous forme conique⁴. Une telle configuration du faisceau était nécessaire en raison des changements technologiques ; le nouvel appareil comprenait 16 rangées de détecteurs de 0,625 millimètre d'épaisseur (0,5 ou 0,75 selon le fabricant), au lieu des 4 rangées de détecteurs permettant d'obtenir des coupes de 1 ou 1,25 millimètre d'épaisseur se trouvant sur les modèles de la technologie précédente. Cette évolution a permis d'améliorer la qualité de l'image, étant donné que les voxels sont devenus presque isotropiques (même dimension dans les trois plans de l'espace).

Les tomodynamomètres de technologie plus avancée offrent une meilleure qualité d'image, tant sur le plan de la résolution spatiale que sur celui du contraste, lorsqu'ils sont comparés aux appareils de technologie monobarrette.

2.3 DOSE ASSOCIÉE AUX APPAREILS MULTIBARRETTES

Les tomodynamomètres multibarrettes permettent de couvrir un plus grand volume anatomique par rotation. Étant couplés à des générateurs plus puissants et dotés de tubes radiogènes plus efficaces, ils ont donc une capacité supérieure aux modèles à simple détecteur. Les avantages sont nombreux : le temps d'acquisition est plus rapide, ce qui diminue sensiblement la durée des examens et facilite les examens multiphasés avec produit de contraste ; les examens ont un meilleur rapport signal sur bruit (RSB) ; les appareils multibarrettes permettent l'acquisition de coupes submillimétriques pour certains examens lorsque cela est nécessaire, mais il faut être

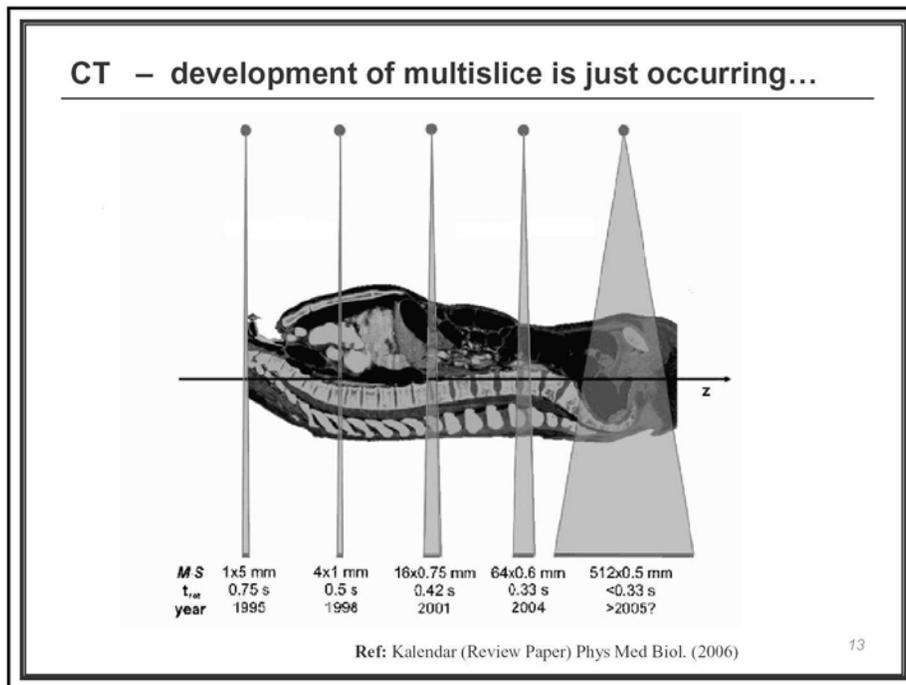
4. Cette génération d'appareil est mieux connue sous son nom anglais,

vigilant puisqu'un grand nombre d'acquisitions submillimétriques aura nécessairement comme conséquence l'augmentation de la dose reçue par le patient.

La principale différence entre les deux technologies en ce qui concerne la dosimétrie est l'efficacité géométrique (ImpACT) de détection. Alors que l'efficacité géométrique de détection des tomodensitomètres monobarrette se situe à près de 100 %, celle des appareils multibarrettes est généralement moins élevée, ce qui peut entraîner une augmentation de la dose.

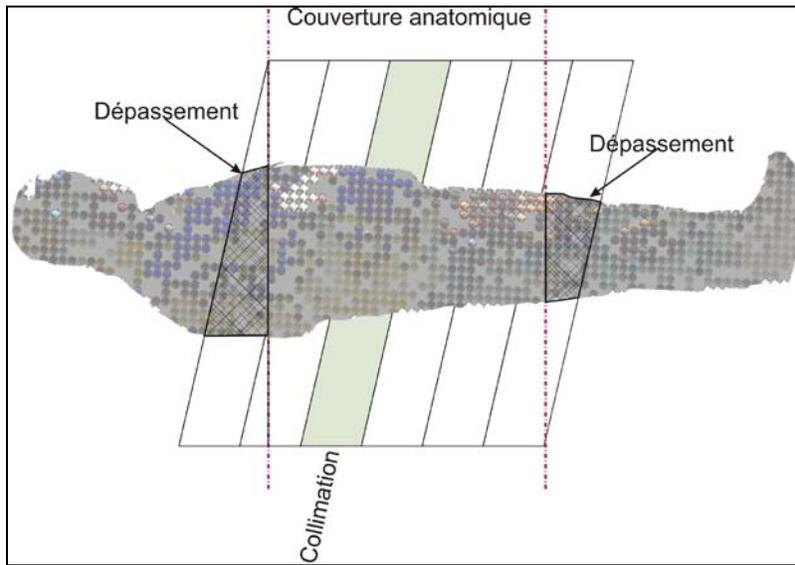
La figure 3 illustre l'évolution de la technologie. On observe une augmentation de la largeur du faisceau en fonction du nombre de barrettes et une diminution du temps de rotation.

Figure 3 : Largeur du faisceau selon le nombre de barrettes



Pour que l'appareil puisse aller chercher toutes les informations nécessaires à la reconstruction de la région étudiée au moment de l'acquisition, le faisceau doit excéder la région anatomique étudiée, avec pour conséquence que les tissus extérieurs à la région ciblée seront irradiés inutilement. Cela s'appelle le phénomène de dépassement (ou); il sera plus important avec l'utilisation d'une collimation plus large. La figure 4 illustre ce phénomène.

Figure 4 : Phénomène de dépassement (*overranging*)

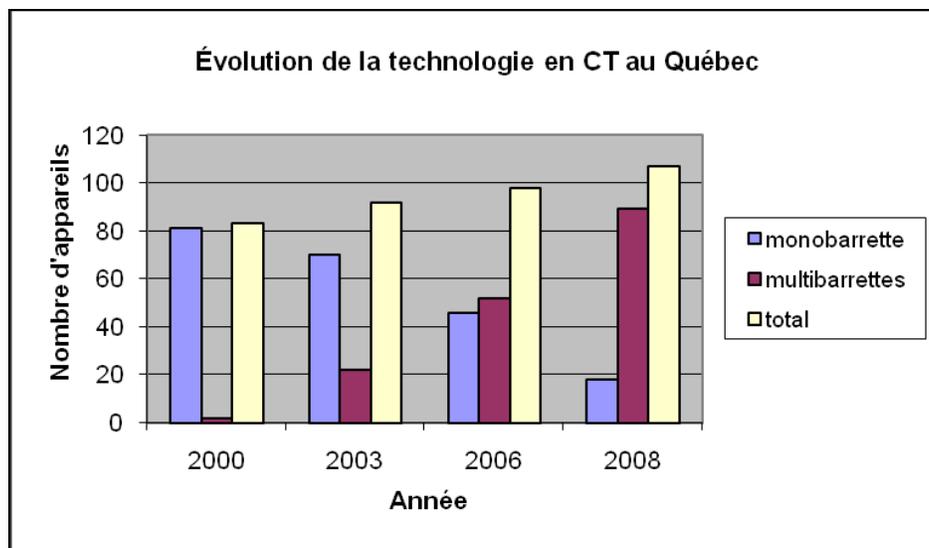


2.4 CHANGEMENT TECHNOLOGIQUE AU QUÉBEC

Au cours des dernières années, nous avons assisté à la mise en service de nombreux tomodensitomètres multibarrettes.

À partir des données de l'Institut canadien de l'information sur la santé (ICIS)⁵, la figure 5 illustre l'arrivée massive des appareils CT multibarrettes au Québec depuis l'an 2000.

Figure 5 : Évolution de la technologie en CT au Québec



5. Données de l'ICIS (2003-2006), [En ligne], < <http://secure.cihi.ca> >.

À la figure 5, on peut observer :

- une augmentation de près de 30 % des tomodensitomètres pour la période qui s'étend de 2000 à 2008 ;
- une augmentation de plus de 75 % du nombre d'appareils multibarrettes au cours des deux dernières années.

En 2000, les appareils multibarrettes représentaient seulement 2 % de l'ensemble des tomodensitomètres au Québec ; en 2008, leur proportion dépasse 80 %.

2.5 NOUVELLES UTILISATIONS DE LA TOMODENSITOMÉTRIE

Les tomodensitomètres récents permettent d'effectuer des examens très précis au cours d'une seule acquisition en continu et ils permettent l'examen d'une plus grande région anatomique. La possibilité d'explorer une région en coupes submillimétriques et d'obtenir une image de qualité, tant par sa résolution spatiale que par son contraste, contribue à accroître le nombre des applications possibles pour examiner toutes les régions du corps.

De plus en plus de patients asymptomatiques subissent des examens de tomodensitométrie aux fins de dépistage⁶. Ainsi, les examens suivants pourraient être effectués dans certains cas : le CT pulmonaire, qui est parfois prescrit comme examen préventif pour le dépistage ou le suivi chez un fumeur ; le CT cardiaque (du calcium), qui consiste à rechercher et à mesurer l'accumulation de calcium dans les artères coronaires, et même le scan du corps entier.

La tomodensitométrie dentaire (tomodensitométrie volumique à faisceau conique) est un examen relativement nouveau qui est offert pour la chirurgie mandibulaire, ou maxillaire, ou encore pour les implants. On utilisera aussi le tomodensitomètre pour le guidage dans les procédures de biopsies (CT fluoroscopie), l'angiographie et le couplage du CT à la tomographie par émission de positrons (TEP). La TEP est une technologie de médecine nucléaire qui permet d'obtenir des images de l'activité métabolique de l'organisme. La nouvelle technologie TEP est dite parce qu'elle combine deux technologies : la TEP et la tomographie par ordinateur ou CT. Ces nouveaux appareils TEP/CT permettent d'obtenir des images TEP et CT par ordre séquentiel sur le même appareil.

Deux nouveaux examens découlent de l'avancement technologique en tomodensitométrie : la colonoscopie virtuelle et le CT cardiaque. Aux fins de notre étude, les différents centres qui effectuaient ces examens étaient invités à nous transmettre les renseignements concernant leurs protocoles techniques et les données recueillies au cours des examens. L'analyse de ces renseignements et données sera présentée dans un rapport complémentaire.

6. E. J. HALL et D. J. BRENNER (2008), « Cancer risks from diagnostic radiology », , vol. 81, n° 965, p. 369-373.

Au Québec, depuis le début des années 2000, en raison notamment des développements technologiques et selon les données de l'étude, on observe :

- une augmentation du nombre de tomodensitomètres en service, notamment des appareils multibarrettes ;
- une réduction du temps d'examen ;
- une augmentation du nombre d'examens effectués par tomodensitométrie ;
- une augmentation de la couverture anatomique examinée (examens combinés).

3 MÉTHODOLOGIE

3.1 DOSIMÉTRIE

3.1.1 STRATÉGIE

Pour évaluer la dosimétrie des tomodensitomètres, on utilise dans le cadre de l'étude des indices de référence, appelés $CTDI_{ref}$, qui servent à mesurer des quantités : l'indice de dose pondérée ($CTDI_w$), l'indice de dose volumique ($CTDI_{vol}$) et le produit dose longueur (DLP). Ces valeurs ont été recueillies par le technologue en radiologie du centre au moment de l'examen. Lorsque le centre ne pouvait fournir les renseignements demandés, le CTDI normalisé spécifique de chaque appareil, établi par le Groupe ImPACT (2004), a servi de référence pour le calcul des valeurs de dose.

Puisque les appareils en service dans les différents centres du Québec affichent généralement les abréviations en langue anglaise, ce rapport présentera le plus souvent les indices dans cette langue. On trouve toutefois les appellations en langue française dans le cahier des consignes transmis aux technologues au moment de l'étude. Ce cahier est présenté en annexe.

3.1.2 INDICATEURS

L'estimation du risque lié à l'exposition aux radiations ionisantes à laquelle est soumis un individu est généralement évaluée en fonction de la dose efficace. À l'heure actuelle, la technologie ne permet pas d'évaluer précisément cette dose pour un patient donné. On doit donc l'estimer au moyen de mesures directes sur des fantômes anthropomorphiques ou à l'aide de simulation mathématique, par exemple la méthode $CTDI_{ref}$. Par contre, certains indicateurs ($CTDI_w$) liés à la dose ont été établis afin de permettre aux opérateurs de tomodensitomètre d'être informés sur la quantité de dose reçue par le patient en fonction de l'examen.

Nous définissons ici les indicateurs utilisés dans la présente étude.

Exposition

L'exposition correspond à la quantité d'ionisation produite dans l'air par un faisceau X ou gamma par unité de masse d'air. Dans le système international, elle s'exprime en coulomb par kilogramme (C/kg). L'ancienne unité était le röntgen (R).

Dose absorbée

La dose absorbée est l'énergie moyenne impartie par le rayonnement dans la matière par unité de masse. Dans le système international, l'unité est le Gray (Gy) et elle équivaut à un joule par kilogramme. L'ancienne unité était le rad ; un rad équivaut à 10 mGy.

Équivalent de dose

Puisque les différents types de radiations n'ont pas tous les mêmes effets biologiques à dose absorbée équivalente, un facteur de pondération a été défini pour chaque type de rayonnement. L'équivalent de dose est la dose absorbée multipliée par ce facteur. En radiologie, on utilise que des rayons X ; le facteur de pondération est de 1 et il n'y a aucune différence entre la dose absorbée et l'équivalent de dose, même si l'unité est le Sievert (Sv).

Dose efficace

La dose efficace est un indicateur des risques des effets de la radiation qui permet de traduire une irradiation locale en termes d'irradiation au corps entier. Elle fait intervenir des facteurs de pondération (W_T) associés à la radiosensibilité des divers tissus et organes.

En 1991, la Commission internationale de radioprotection a, dans sa publication n° 60, présenté une série de valeurs pour les facteurs de pondération⁷, laquelle série est communément citée sous le vocable ICRP-60. En 2007, l'ICRP a publié de nouvelles recommandations⁸ dans sa publication n° 103.

Les facteurs de pondération recommandés par la Commission en 1991 et en 2007 sont présentés dans le tableau 1.

7. ICRP – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (1991). « 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection », *Journal of the International Commission on Radiological Protection*, vol. 21, n°s 1-3, ICRP Publication n° 60, 201 p.

8. ICRP – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (2007b). « The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection », *Journal of the International Commission on Radiological Protection*, vol. 37, n°s 2-4, ICRP Publication n° 103, 330 p.

Tableau 1 : Facteurs de pondération (W_T) recommandés par l'ICRP

Organe ou tissu	Facteur de pondération W_T	
	ICRP-60 (1991)	ICRP-103 (2007)
Gonades	0,20	0,08
Moelle osseuse (rouge)	0,12	0,12
Poumons	0,12	0,12
Seins	0,05	0,12
Thyroïde	0,05	0,04
Os (surface)	0,01	0,01
Côlon	0,12	0,12
Estomac	0,12	0,12
Vessie	0,05	0,04
Foie	0,05	0,04
Œsophage	0,05	0,04
Peau	0,01	0,01
Glandes salivaires	-	0,01
Cerveau	-	0,01
Autres tissus et organes*	0,05	0,12

* Autres tissus et organes, selon l'ICRP 60 : surrénales, cerveau, gros intestin, intestin grêle, reins, muscles, pancréas, rate, thymus, utérus ; selon l'ICRP 103 : surrénales, région extra thoracique, vésicule biliaire, parois du cœur, reins, ganglions lymphatiques, muscles, muqueuse buccale, pancréas, prostate, intestin grêle, rate, thymus, utérus et col de l'utérus.

3.1.3 INDICES SCANOGRAPHIQUES

Même s'il est impossible de mesurer directement la dose efficace pour un examen, on peut l'évaluer et définir des quantités mesurables permettant de comparer les doses efficaces entre deux examens effectués à l'aide de tomodescripteurs différents. Deux indices sont particulièrement utiles à cette fin : l'indice de dose scanographique (CTDI –) et le produit dose longueur (DLP –).

CTDI

Le CTDI se définit comme l'intégrale du profil de dose produit par un balayage axial unique, le long d'une ligne perpendiculaire au plan tomographique, divisée par la distance sur laquelle l'intégrale est réalisée. Pour des raisons pratiques, la mesure de la dose qui permet d'établir le CTDI ne s'effectue que sur une distance de 10 cm. Cet indice correspond à la dose dans le plan

de coupe qui résulterait d'un examen constitué de plusieurs coupes adjacentes. Le CTDI peut être mesuré dans l'air ou dans un fantôme cylindrique en polyméthylméthacrylate et à différents endroits dans le plan de coupe. Les fantômes utilisés ont un diamètre de 16 cm (fantôme tête) ou de 32 cm (fantôme corps). Ils ont généralement été conçus pour simuler un patient adulte de 70 kg. Les mesures peuvent être effectuées à différents points dans le fantôme, notamment au centre ou à 1 cm de la périphérie. L'endroit et le type de mesure sont généralement précisés en indice. Par exemple, on utilisera l'indice $CTDI_{Head,p}$ pour la mesure en périphérie sur le fantôme tête. L'unité habituelle du CTDI est le mGy.

CTDI pondéré ($CTDI_w$ – *weighted computed tomography dose index*)

La dose mesurée en périphérie est généralement différente de la dose mesurée au centre du fantôme. Le $CTDI_w$ a été établi pour représenter la dose moyenne dans l'ensemble d'un fantôme ; il se calcule de la façon suivante :

Équation 1 : CTDI pondéré ($CTDI_w$)

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

où $CTDI_c$ représente la dose mesurée au centre et $CTDI_p$ représente la dose mesurée en périphérie.

CTDI volumique ($CTDI_{VOL}$ – *volume computed tomography dose index*)

Le $CTDI_{VOL}$ a été défini afin de tenir compte des acquisitions effectuées en mode hélicoïdal lesquelles comportent un pas d'acquisition () différent de l'unité. Il se calcule de la façon suivante :

Équation 2 : CTDI volumique ou $CTDI_{vol}$

$$CTDI_{VOL} = CTDI_w / \text{pitch}$$

Produit dose longueur (DLP – *dose-length product*)

Le DLP est un indicateur de la dose totale que reçoit le patient pendant un examen. Il représente l'intégration, sur la région corporelle couverte par l'examen, du $CTDI_{VOL}$. Le DLP se définit plus simplement comme le produit de la distance balayée par le faisceau et la valeur moyenne du $CTDI_{VOL}$ sur cette distance. La distance est exprimée en cm ; le $CTDI_{VOL}$ est exprimé en mGy et les unités du DLP sont exprimées en mGy•cm.

3.1.4 NIVEAUX DE RÉFÉRENCE DIAGNOSTIQUES (NRD)

Les niveaux de référence diagnostiques (NRD) sont des indicateurs de dose destinés à optimiser les pratiques et à réduire ainsi les doses aux patients. Attachés aux examens les plus courants, les niveaux de référence diagnostiques (NRD) sont des indicateurs pour optimiser les doses délivrées et réduire l'écart des valeurs maximales par rapport à la moyenne⁹.

Dans la présente étude, nous utilisons la méthode du 75^e percentile, dans laquelle les NRD correspondent à la valeur du 75^e percentile des doses mesurées pour un examen **standard** que subit un patient , c'est-à-dire un adulte dont le poids varie entre 60 et 80 kg. Cette méthode statistique est déjà utilisée par plusieurs pays européens, dont la Grande-Bretagne et la France. Les NRD ne sont pas définis pour les procédures radiologiques spécialisées, mais plutôt dans un contexte de pratique générale sur une échelle nationale. Il importe de souligner que la notion de niveau de référence ne doit pas interférer avec la qualité informative des images.

Le NRD n'est pas donc pas une moyenne (M), mais, pour chaque pratique, la valeur en-dessous de laquelle se situent 75 % des mesures. Il s'agit d'une approche pragmatique : ceci revient à considérer que le quart des examens correspondant aux doses les plus élevées ne sont pas réalisés dans les conditions acceptables, du point de vue de la radioprotection du patient. L'objectif est d'identifier et d'éliminer les causes de ces doses inutilement délivrées¹⁰.

Les NRD sont considérés comme valables à condition d'être représentatifs de la pratique. Aux fins de notre étude, nous pouvons croire que les DLP mesurés au 75^e percentile pour des patients types et des examens **standards** sont représentatifs de la pratique au Québec puisque les données recueillies portent sur un grand nombre d'examens et proviennent de plus de 80 % des centres de tomodensitométrie du Québec.

Les niveaux de référence diagnostiques constituent un outil pour l'optimisation. Ils ne doivent pas être considérés comme des « limites de dose » ou à [] des « doses optimales ». Ils ne devraient pas être dépassés sans justification pour des procédures courantes. Les NRD sont des indicateurs dosimétriques de la qualité des pratiques destinés à identifier les situations nécessitant une action correctrice¹¹.

9. IRSN – INSTITUT DE RADIOPROTECTION ET DE SÛRETÉ NUCLÉAIRE (2004a),
 , Clamart (France), Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire, Collection « Livrets des professionnels », p. 19 et 21.

10. H. BEAUVAIS-MARCH et autres (2003), « Niveaux de référence diagnostiques : spécificités de la démarche française en radiologie »,
 , vol. 38, n° 2, avril-juin, p. 194-195.

11. IRSN – INSTITUT DE RADIOPROTECTION ET DE SÛRETÉ NUCLÉAIRE (2004b),
 , Clamart (France), Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire. Pour de plus amples informations, le lecteur peut consulter le site Web de l'Institut, à l'adresse suivante : < <http://www.irsn.org/nrd> >.

L'objectif d'un processus d'optimisation des doses est de déterminer et d'éliminer ou de corriger les causes des quantités de rayonnements ionisants reçues inutilement par les patients. Il importe de mentionner que le respect des NRD ne dispense pas de viser l'optimisation des doses puisque les NRD ne sont pas des doses optimales.

La valeur des NRD est donc par nature évolutive, sachant qu'il y a obligatoirement une limite inférieure conditionnée par les performances de la technologie et par la nécessité d'obtenir des images d'une qualité informative satisfaisante¹².

En résumé, les niveaux de référence diagnostiques (NRD) concernent :

- les examens courants, des procédures standardisées,
- les patients type et/ou des fantômes de référence ;

permettent :

- l'appréciation de la qualité des équipements du point de vue de la radioprotection,
- l'appréciation des procédures du point de vue de la radioprotection,
- d'engager, en cas de dépassement injustifié, des actions de contrôle et de correction ;

ne sont pas :

- des limites de dose réglementaires,
- applicables aux expositions individuelles,
- des indicateurs de risque radiologique,
- des seuils entre bonnes et mauvaises pratiques¹³.

Dans le cadre de l'étude, la grandeur dosimétrique de référence utilisée est le produit dose longueur (DLP) en mGy•cm. Les DLP au 75^e percentile de l'étude seront comparés aux NRD établis dans certains autres pays industrialisés, situés principalement en Europe.

12. H. BEAUVAIS-MARCH et autres (2003), , p. 195.

13. IRSN (2004a), , p. 21.

3.1.5 ÉVALUATION DE LA DOSE EFFICACE

Dans le cadre de la radioprotection, la dose efficace (E) est la grandeur dosimétrique de référence qui permet d'évaluer le risque associé à l'exposition aux rayonnements ionisants.

C'est un indicateur des risques des effets aléatoires, non directement mesurable. Il permet de traduire une irradiation locale, en terme [] d'exposition globale du corps entier, en faisant intervenir les facteurs de pondération liés à la radiosensibilité tissulaire¹⁴.

Pour évaluer la dose efficace en tomодensitométrie, il faut multiplier le DLP par un facteur de conversion (k). Ces facteurs de conversion, présentés dans le tableau 2, sont basés sur des calculs par simulation tirés du chiffrier Excel version 0.99x, développé par le groupe ImpACT¹⁵ et sur des données de simulation publiées par D. G. Jones et P. C. Shrimpton¹⁶. Les unités du facteur (k) sont par définition représentées en mSv/mGy•cm.

Tableau 2 : Facteurs de conversion (k) de DLP à dose efficace (E)

Région anatomique	mSv/mGy•cm	mSv/mGy•cm
	Homme	Femme
Tête/cou	0,0022	0,0022
Thorax	0,0177	0,0177
Abdomen	0,0181	0,0185
Pelvis	0,0128	0,02
Thorax-abdomen*	0,0179	0,018
Abdomen-pelvis*	0,0147	0,0195
Thorax-abdomen-pelvis*	0,0159	0,0188
*pondéré selon la grandeur de la couverture anatomique		

Les facteurs de conversion valent pour les patients adultes dont le poids varie entre 60 et 80 kg. Dans la présente étude, la dose efficace (E) des examens **standards** a été évaluée, pour chaque région anatomique, en utilisant la moyenne des valeurs de DLP établies pour ces examens. La dose efficace peut se calculer à partir de l'équation 3, en utilisant le facteur de conversion (k) approprié inscrit dans le tableau 2.

Équation 3 : Dose efficace moyenne par examen

$$\text{Dose efficace moyenne par examen (E)} = \text{DLP}_{\text{MOYEN}} \text{ par examen} \cdot \text{Facteur de conversion (k)}$$

14. Y. S. CORDOLIANI (2002), « Chapitre II : Grandeurs et unités en radioprotection », , vol. 42, n° 3, juin, p. 248-252.
 15. GROUPE IMPACT, Calculs par simulation , chiffrier Excel , version 0.99x.
 16. D.G. JONES et P.C. SHRIMPTON (1993), , document NRPB-SR250, Chilton (Royaume-Uni), National Radiological Protection Board.

Les facteurs de conversion correspondant à chacune des régions anatomiques ont été établis en tenant compte du modèle de l'appareil, du kilovoltage utilisé ainsi que du sexe du patient. Pour les examens combinés, c'est-à-dire qui comprennent plus d'une région anatomique – par exemple l'examen abdomen-pelvis –, le facteur de conversion a été estimé en prenant la moyenne des facteurs de conversion des différentes régions anatomiques, pondérée selon la couverture anatomique des examens.

Dans le cadre de l'étude, le nombre d'examens subis par des hommes est sensiblement le même que celui des examens subis par des femmes. L'estimation des doses efficaces pour les différents examens tient compte de cette proportion.

3.1.6 ÉVALUATION DE LA DOSE COLLECTIVE

La dose collective permet d'estimer la dose reçue à l'échelle d'une population. Ce concept est aussi utilisé pour évaluer la dose individuelle, soit celle que recevrait chaque personne faisant partie de cette population.

La dose collective est exprimée en « personne • sievert ». Elle se calcule en multipliant la dose efficace (E) moyenne chez l'adulte par le nombre d'examens (actes) annuels. La dose collective se définit par l'équation 4 ci-après :

Équation 4 : Dose collective

$$\text{Dose collective (personne} \bullet \text{ sievert)} = \text{Nombre d'examens annuels} \bullet \text{Dose efficace moyenne}$$

À partir de l'estimation du nombre d'examens (actes) pratiqués en 2008 au Québec, il est possible d'évaluer la dose collective de la population en tomodensitométrie.

Dans le cadre de l'étude, l'estimation de la dose collective tient compte de ces hypothèses :

- la dose efficace moyenne a été évaluée pour les patients types, ce qui représente 46,4 % de l'ensemble des patients de l'étude dont le poids a été indiqué (voir le tableau 6). Selon la répartition d'après les poids, l'échantillonnage est représentatif de l'ensemble des patients qui ont subi un examen ;
- les nombres d'examens pour les hommes et pour les femmes sont considérés comme équivalents ;
- les actes 8260 et 8261 (TDM cou avec et sans contraste) ont été inclus dans les examens de la tête.

Le tableau 3 présente les données pour la période 2000 à 2008 :

- les nombres d'actes pour les années 2000 et 2001 proviennent de la base de données Éco-Santé Québec mise à jour en octobre 2008 ;
- les nombres d'actes pour les années 2002 à 2006 ainsi que la description détaillée par code d'acte ont été obtenus de la Régie de l'assurance maladie du Québec (RAMQ)¹⁷ ;
- les nombres d'actes pour les années 2007 et 2008 ont été obtenus par régression linéaire entre 2002 et 2006 (coefficient de corrélation linéaire (R^2) : 0,9938).

Tableau 3 : Nombre d'actes en tomodensitométrie pour les années 2000 à 2008

ACTE	NOM DE L'ACTE (TDM)	2000	2001	2002	2003	2004	2005	2006	2007	2008
8255	Thorax et abdomen + contraste			19 298	24 032	30 560	36 284	42 048		
8256	Thorax et abdomen - contraste			3 419	3 832	4 610	7 146	7 557		
8258	Tête + contraste			49 046	49 370	50 072	48 676	46 625		
8259	Tête - contraste			164 929	173 585	185 425	195 338	203 932		
8260	Cou + contraste			12 124	13 452	15 684	17 380	18 755		
8261	Cou - contraste			3 925	3 936	4 695	4 825	7 245		
8262	Thorax + contraste			29 016	32 607	37 668	43 270	44 504		
8263	Thorax - contraste			32 661	34 910	39 203	43 233	49 123		
8264	Abdomen + contraste			13 318	11 583	10 324	9 981	8 506		
8265	Abdomen - contraste			2 948	3 324	3 272	3 348	3 365		
8266	Pelvis + contraste			6 888	9 762	13 615	18 426	25 636		
8267	Pelvis - contraste			4 163	4 691	5 503	5 810	6 327		
8268	Pelvis et abdomen + contraste			82 177	97 520	115 098	125 962	128 853		
8269	Pelvis et abdomen - contraste			21 321	29 387	41 727	50 870	59 484		
8274	Rachis + contraste			3 958	3 743	3 612	3 375	3 063		
8275	Rachis - contraste			56 714	60 385	65 671	66 458	67 209		
8276	Extrémités + contraste			1 149	1 401	1 830	2 139	3 168		
8277	Extrémités - contraste			8 136	8 676	9 902	10 826	11 839		
TOTAL		448 071	492 560	515 190	566 196	638 471	693 347	737 239	800 815	857 940

Note : Selon la description faite dans les documents produits par la RAMQ, le code d'un acte peut comporter plus d'une séquence lorsque celui-ci implique l'utilisation d'un produit de contraste. Par exemple, le code 8258 (examen TDM de la tête) correspond à un examen avec injection de substance de contraste **ou** avec et sans injection de substance de contraste.

17. Les chiffres sont les mêmes dans la base de données Éco-Santé Québec.

3.2 TERMINOLOGIE UTILISÉE

Aux fins des calculs relatifs aux NRD et pour permettre la comparaison avec les autres études, précisons ici qu'**un examen correspond à une seule acquisition**.

Le terme **examen** s'applique à une seule région anatomique ou à une seule région anatomique combinée (par exemple abdomen-pelvis).

Le terme **acquisition**, ou **séquence**, désigne une exposition donnée. L'acquisition délimite la région irradiée.

Un **protocole d'examen** définit la région anatomique que l'on souhaite étudier, les paramètres techniques qui doivent être appliqués et les particularités de l'examen telles que l'injection d'un produit de contraste. Par exemple, l'examen thorax-abdomen peut comporter une seule acquisition s'il est ainsi défini dans le protocole. Par contre, il faudra prévoir deux examens distincts si le protocole d'examen implique une première acquisition pour la région du thorax et une seconde acquisition pour la région de l'abdomen.

Le protocole d'examen détermine aussi le nombre de séquences. Chaque **examen** se distingue par l'apposition de facteurs techniques différents pour chaque acquisition ou indique un temps d'examen, en particulier dans le cas des examens qui nécessitent une injection de produit de contraste. Le protocole d'examen peut prévoir deux, trois ou même quatre séquences pour étudier la région anatomique concernée par l'examen. Par exemple, un examen de l'abdomen pour lequel le protocole indique « sans et avec injection de produit de contraste » nécessitera au moins deux acquisitions distinctes : une acquisition sans produit de contraste et une acquisition avec produit de contraste. Pour ces protocoles à séquences multiples, il faut prévoir autant d'examens qu'il y a d'acquisitions.

Une **séquence** regroupe toutes les acquisitions (passages) auxquelles le patient a été soumis pour l'examen d'une région anatomique donnée.

3.3 COLLECTE DES DONNÉES

3.3.1 QUESTIONNAIRE

La collecte des données a été effectuée au moyen d'un questionnaire. Les questionnaires ont été distribués par courrier à 98 centres, publics ou privés, du Québec. Pour permettre à de nouveaux centres qui n'auraient pas reçu la documentation de participer et pour permettre l'impression de documents supplémentaires dans l'éventualité où le centre posséderait plus d'un équipement, une version électronique des documents présentée en format PDF était accessible sur le site Web de l'Ordre des technologues en radiologie du Québec. Pour répondre aux questions et aider les centres dans leur démarche, un soutien technique était offert par téléphone ou par courriel.

La collecte des données s'est déroulée simultanément dans les centres hospitaliers et les laboratoires privés de radiologie, sur une période de deux semaines, en mars 2008. Les centres étaient invités à transmettre par écrit les données relatives aux examens d'un échantillonnage de 100 patients pour chaque tomodensitomètre en service dans le centre. Ces données devaient porter sur les sept régions anatomiques retenues pour l'étude. Les examens étaient notés l'un après l'autre pendant la période indiquée, de façon à refléter leur fréquence au cours d'une journée type en tomodensitométrie. Aucun nombre minimal d'examens n'était exigé pour chacune des régions anatomiques.

Deux formulaires intitulés _____ permettaient de consigner l'information concernant le type d'équipement et les paramètres techniques utilisés ; le premier, sous-titré _____, servait à inscrire les paramètres techniques prévus pour les examens des patients adultes et le second, sous-titré _____, était utilisé pour inscrire les paramètres techniques prévus pour les examens des jeunes patients de 0 à 15 ans. En outre, le nom du fabricant, le modèle de l'appareil, l'année de fabrication et le nombre de détecteurs (barrettes) étaient notés sur chaque formulaire (voir l'annexe 2).

Sur ces formulaires, le technologue inscrivait les protocoles d'un examen **standard** pour les quatre régions anatomiques ciblées par l'étude, c'est-à-dire tête et cou, thorax, abdomen ainsi que pelvis. Pour permettre l'intégration des examens découlant de la nouvelle pratique en tomodensitométrie, des examens qui portent sur deux, voire trois régions anatomiques combinées ont aussi fait l'objet de l'étude ; ce sont les régions suivantes : thorax-abdomen, abdomen-pelvis et thorax-abdomen-pelvis. Au total, sept régions anatomiques étaient ciblées par l'étude.

Le technologue n'était pas tenu d'inscrire un protocole **standard** pour chacune des sept régions anatomiques lorsque ce type d'examen n'était pas prévu dans les protocoles suivis dans son centre. Si possible, les protocoles de deux autres examens courants effectués pour les mêmes régions anatomiques devaient également être inscrits. Les protocoles relatifs à l'adulte étaient numérotés de 1 à 21, tandis que les protocoles relatifs à l'enfant étaient numérotés de 1p à 21p.

Les paramètres notés pour chaque examen étaient les suivants : le mode d'acquisition (séquentiel ou hélicoïdal), le temps de rotation, la tension, la charge, le pas, l'épaisseur de coupe reconstruite et la configuration des détecteurs.

Aux fins de l'analyse comparative, l'examen **standard** pour chacune des régions anatomiques ciblées par l'étude a été défini selon un cadre clinique. Le tableau 4 présente ces examens avec leurs indications cliniques. Ajoutons que ce tableau était inclus dans le cahier des consignes données aux technologues (voir l'annexe 1).

Deux autres formulaires intitulés _____ servaient à inscrire les données recueillies au moment de l'examen.

Le premier, sous-titré _____ servait à inscrire les données de l'examen si l'appareil permettait d'afficher les indices de tomodynamométrie CTDI_{VOL} et DLP, tandis que le _____ était rempli si l'appareil n'affichait aucun de ces indices ou s'il affichait l'indice CTDI_W. Pour chaque patient, il fallait inscrire le sexe, le poids, l'âge, la région anatomique examinée et le numéro du protocole utilisé en se référant au formulaire portant sur les paramètres (_____ ou _____) préalablement rempli.

Au moment de l'examen, les paramètres et les indices correspondant à la charge (mA), au CTDI_{VOL} et au DLP devaient être inscrits si le _____ était utilisé ; la longueur de scan, la charge, le CTDI_W et le DLP, pour leur part, étaient inscrits si le _____ était rempli. L'utilisation d'un cache au bismuth pendant l'examen devait être indiquée sur les deux formulaires.

Les centres qui effectuent des examens de colonoscopie virtuelle et des examens CT cardiaques étaient invités à transmettre les renseignements concernant les protocoles et les données de ces examens sur des formulaires semblables mais appropriés à ce type d'examen.

Les formulaires remplis étaient retournés par la poste. Certains centres ont pris part à l'étude dans les deux semaines suivantes ; les résultats les concernant ont pu être inclus dans l'étude.

Tableau 4 : Description des examens standards

EXAMENS STANDARDS	
RÉGION ANATOMIQUE	INDICATIONS CLINIQUES
Tête	Toute lésion diffuse ou focale, suspectée ou connue de l'encéphale. Diagnostic d'ACV. Fosse postérieure et cerveau.
Thorax	Suspicion ou bilan d'une atteinte du médiastin de nature ganglionnaire ou non, d'une atteinte focale du parenchyme pulmonaire ou d'une atteinte pleurale quelle que soit la cause (inflammatoire, infectieuse, tumorale ou traumatique). Cancer du poumon, métastases suspectées.
Abdomen (supérieur)	Métastases au foie.
Pelvis	Masse pelvienne. Bilan et suivi des tumeurs pelviennes (ovaires, utérus, vessie, prostate).
Thorax-abdomen	Angio-scan, bilan et suivi des tumeurs dans la région thoraco-abdominale.
Abdomen-pelvis	Abdomen aigu non traumatique. Absès. Syndrome douloureux abdominal aigu; syndrome occlusif; suspicion d'ischémie intestinale; syndrome appendiculaire; suspicion de sigmoïdite; syndrome perforatif. Syndrome hémorragique (déglobulisation).
Thorax-abdomen-pelvis	Suivi de lymphome

3.3.2 ASSURANCE DE LA QUALITÉ

Environ 100 000 données ont été saisies dans un fichier Excel (Microsoft Corporation) dont l'accès était protégé par un mot de passe, sur un seul ordinateur à administrateur unique. Une mise à jour de l'antivirus était faite quotidiennement. Au moins 60 % des données saisies ont été vérifiées sur des copies imprimées avant d'être analysées. Le taux d'erreur à la saisie était nettement inférieur à 1 %. D'autres vérifications ont été faites par la suite, soit au moment de l'analyse, à partir du chiffrier Excel.

Une fois la saisie des données complétée, le fichier a été transmis à un autre administrateur unique afin de procéder à l'extraction des données vers une base de données Access 2002 (Microsoft Corporation).

4 SCHÉMA D'ANALYSE

L'analyse des résultats sera présentée en deux étapes. La première comprend la rédaction d'un rapport qui vise essentiellement à évaluer les doses de radiation reçues pour les examens **standards** les plus courants chez l'adulte, c'est-à-dire tête et cou, thorax, abdomen, abdomen-pelvis et thorax-abdomen-pelvis. Ce rapport comprend également une analyse préliminaire des doses en pédiatrie et des doses reçues par la femme pour la région du sein.

La deuxième étape consistera à analyser les autres données obtenues au moment de l'étude, par exemple celles qui portent sur la colonoscopie virtuelle et le CT cardiaque. Cette analyse fera l'objet d'un rapport complémentaire.

SCHÉMA D'ANALYSE

Doses des examens standards et comparaison avec les NRD

Dans le contexte du calcul des doses aux fins de la comparaison avec les NRD déjà établis par d'autres pays industrialisés, seuls les patients types- c'est -à-dire, les adultes dont le poids se situe entre 60 et 80 kg – sont pris en considération dans l'étude. En pédiatrie, l'âge des enfants varie de 0 à 15 ans. Dans le cadre de l'étude, nous tiendrons compte des résultats relatifs aux enfants de tous les poids.

Dose efficace individuelle moyenne

La dose efficace individuelle moyenne est estimée pour tous les examens standards de chaque région anatomique étudiée.

Dose collective

La dose collective estimée tient compte de l'ensemble des patients types. La valeur estimée pour l'année 2008 permettra d'observer la progression de la dose collective depuis l'année 2000.

Dose par technologie

L'évaluation globale des doses a été estimée en fonction de chacune des deux technologies utilisées, soit monobarrette et multibarrettes.

5 ANALYSE ET RÉSULTATS

5.1 ÉCHANTILLONNAGE

5.1.1 TAUX DE PARTICIPATION

Le tableau 5 fait état de la participation des centres de tomodensitométrie du Québec à l'étude des doses menée en mars 2008, selon les différentes régions administratives.

Tableau 5 : Taux de participation des centres de tomodensitométrie du Québec

N°	Région administrative	Centres en activité	Centres Participants (<i>n</i>)	Centres participants %	Nombre d'appareils
01	Bas-Saint-Laurent	5	4	80	4
02	Saguenay–Lac-Saint-Jean	5	4	80	4
03	Capitale-Nationale	9	9	100	10
04	Mauricie et centre-du-Québec	5	4	80	5
05	Estrie	3	3	100	3
06	Montréal	24	20	83	28
07	Outaouais	5	5	100	5
08	Abitibi-Témiscamingue	4	2	50	2
09	Côte-Nord	2	2	100	2
10	Nord-du-Québec	1	1	100	1
11	Gaspésie–Îles-de-la-Madeleine	4	3	75	3
12	Chaudière-Appalaches	4	3	75	4
13	Laval	2	2	100	3
14	Lanaudière	3	2	67	2
15	Laurentides	5	4	80	4
16	Montérégie	10	7	70	8
		91	75	82 %	88

Note : Les régions administratives 17 et 18 n'offrent pas de service de tomodensitométrie.

Tous les centres publics et les laboratoires privés du Québec qui offraient des services de tomodensitométrie durant cette période ont été invités à participer à l'étude.

Au total, 91 centres avaient au moins un tomodensitomètre en service pendant cette période. Le taux de participation à l'étude s'établit à 82 %.

Les résultats obtenus d'un seul des centres seront analysés à la deuxième phase de l'étude puisqu'ils ont été reçus tardivement. La première partie de l'analyse portera donc sur 87 équipements.

5.1.2 TRAITEMENT DES DONNÉES

Les données recueillies ont été saisies dans un fichier Excel 2003 (Microsoft Corporation). Tous les renseignements transmis par les centres ont été reportés dans les différentes feuilles de calcul. Pour préserver l'anonymat, chaque centre a été identifié par un numéro unique, et un deuxième numéro permettait d'identifier l'appareil utilisé.

Pour faciliter leur traitement, les données saisies dans le fichier Excel ont été importées dans une base de données Access 2002 (Microsoft Corporation).

Au total, 9 394 acquisitions (passages) ont été compilées soit 6 494 acquisitions associées au formulaire A et 2 900 acquisitions associées au formulaire B. Dans le cadre de l'étude, chaque acquisition représente un examen aux fins des calculs. Ainsi, 9 394 examens sont pris en considération pour l'étude.

Les données associées aux 87 tomodensitomètres utilisés dans chacun des centres participant à l'étude ont été regroupées de façon à permettre de faire la distinction entre les protocoles adultes et les protocoles pédiatriques.

Aux fins de l'analyse, les appareils ont été regroupés par technologie (nombre de barrettes). On compte 14 appareils de technologie monobarrette et 73 de technologie multibarrettes. En ce qui concerne la technologie multibarrettes, on ne considère que 4 types d'appareils pour l'analyse, c'est-à-dire ceux qui sont dotés de 4, 8, 16 ou 64 barrettes ; les quelques appareils dotés de 2, 6, 10 ou 40 barrettes ont été inclus dans ces groupes (voir la figure 7).

Les formulaires intitulés _____ ont permis de recueillir les données de 1 502 protocoles associés aux 7 régions anatomiques ciblées.

La présente étude a permis de recueillir les données physiques de 7 204 patients, 3 682 (51,1 %) étant de sexe féminin et 3 513 (48,8 %) étant de sexe masculin. Le sexe n'a pas été précisé dans le cas de 9 patients.

Le poids en kilogramme a été indiqué pour 6 083 patients (84,4 %). Parmi eux, on comptait 2 737 patients adultes (45 %) dont le poids se situait entre 60 et 80 kg. Le poids n'a pas été indiqué pour 1 121 patients (15,6 %).

L'âge a été indiqué pour 7 166 patients (99,5 %), parmi lesquels 6 918 (96,5 %) avaient 16 ans ou plus. Les patients relevant de la pédiatrie (15 ans ou moins) représentent 3,5 % de l'ensemble des patients de l'étude.

Le produit dose longueur (DLP), dont l'unité est le mGy•cm, a été noté pour 6 862 acquisitions. Pour 82 acquisitions, le DLP n'a pas été noté même si l'appareil pouvait l'indiquer. Ces cas correspondent principalement aux centres qui ont choisi de fournir le DLP cumulatif d'un protocole comportant plus d'une acquisition. En ce qui a trait aux 6 944 acquisitions pour

lesquelles le DLP a été noté ou aurait pu l'être, 85,8 % des DLP ont été inscrits dans le formulaire A et 14,2 % l'ont été dans le formulaire B.

En ce qui concerne les 2 450 (26,1 %) acquisitions pour lesquelles le DLP n'était pas indiqué, il a été possible de l'estimer pour 1 676 d'entre elles à partir de l'une ou l'autre des méthodes suivantes :

- en multipliant la couverture indiquée (longueur de scan) en cm par le $CTDI_{VOL}$ indiqué en mGy (128 cas) ;
- en multipliant la couverture indiquée (longueur de scan) en cm par le $CTDI_W$ indiqué en mGy et en divisant ce produit par le pas d'acquisition () indiqué dans le protocole (828 cas) ;
- en multipliant la couverture indiquée (longueur de scan) en cm par le $CTDI_{VOL}$ indiqué en mGy, lequel est évalué selon la méthode du chiffrier Excel CTDosimetry.xls développé par le groupe ImPACT (720 cas).

Il a été impossible d'évaluer les DLP pour 774 acquisitions en raison de l'absence d'un ou de plusieurs paramètres d'acquisition.

5.1.3 RÉSUMÉ DES DONNÉES OBTENUES DE L'ÉTUDE

Les données retenues portent sur 7 617 procédures d'examen pouvant comporter une ou plusieurs séquences ; elles concernent 7 204 patients.

Les patients types – c'est-à-dire les adultes dont le poids se situe entre 60 et 80 kg – représentent 45 % de l'ensemble des patients de l'étude et la proportion est équivalente entre les hommes et les femmes. Précisons ici que la majorité des hommes dont le poids s'inscrit hors du cadre standard pèsent plus de 80 kg, tandis que la majorité des femmes dont le poids s'inscrit hors du cadre standard pèsent moins de 60 kg. Le poids est inconnu pour 15,6 % des patients.

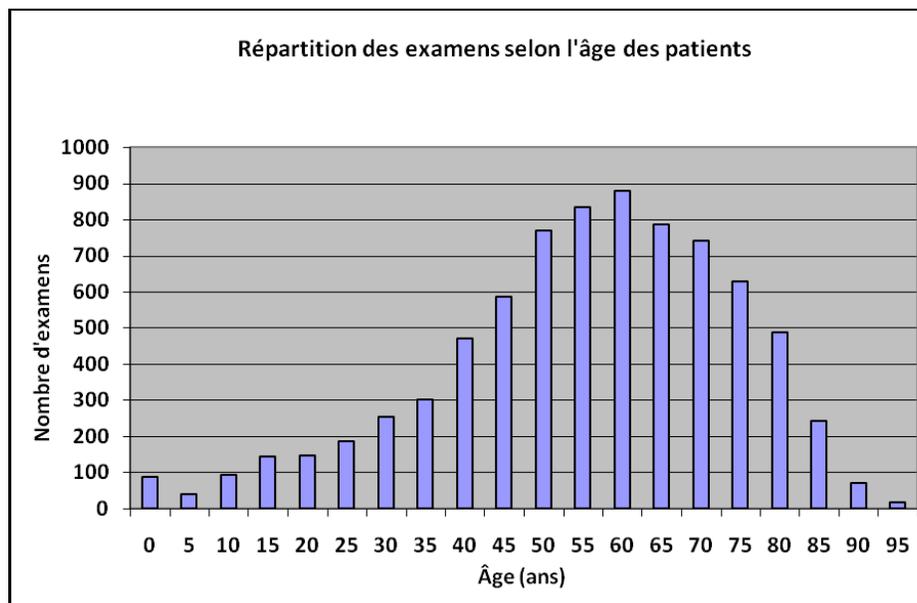
Le tableau suivant présente la répartition des adultes selon le poids et le sexe.

Tableau 6 : Répartition des adultes selon le poids et le sexe

Poids (kg)	Homme	Femme	Tous
< 60	224	1 079	1 303
≥ 60 et ≤ 80	1 338	1 393	2 731
> 80	1 312	545	1 857
Sous-total	2 874	3 017	5 891

L'âge des adultes varie de 16 à 95 ans. Plus de 70 % des patients avaient entre 45 et 75 ans. La figure 6 présente la répartition des examens selon l'âge des patients.

Figure 6 : Répartition des examens selon l'âge des patients



La figure 7 présente un organigramme qui résume les principaux résultats de l'étude. Le nombre des examens **standards** retenus pour l'analyse y est inscrit pour chacune des régions anatomiques pris en considération : tête, thorax, abdomen, abdomen-pelvis, thorax-abdomen-pelvis.

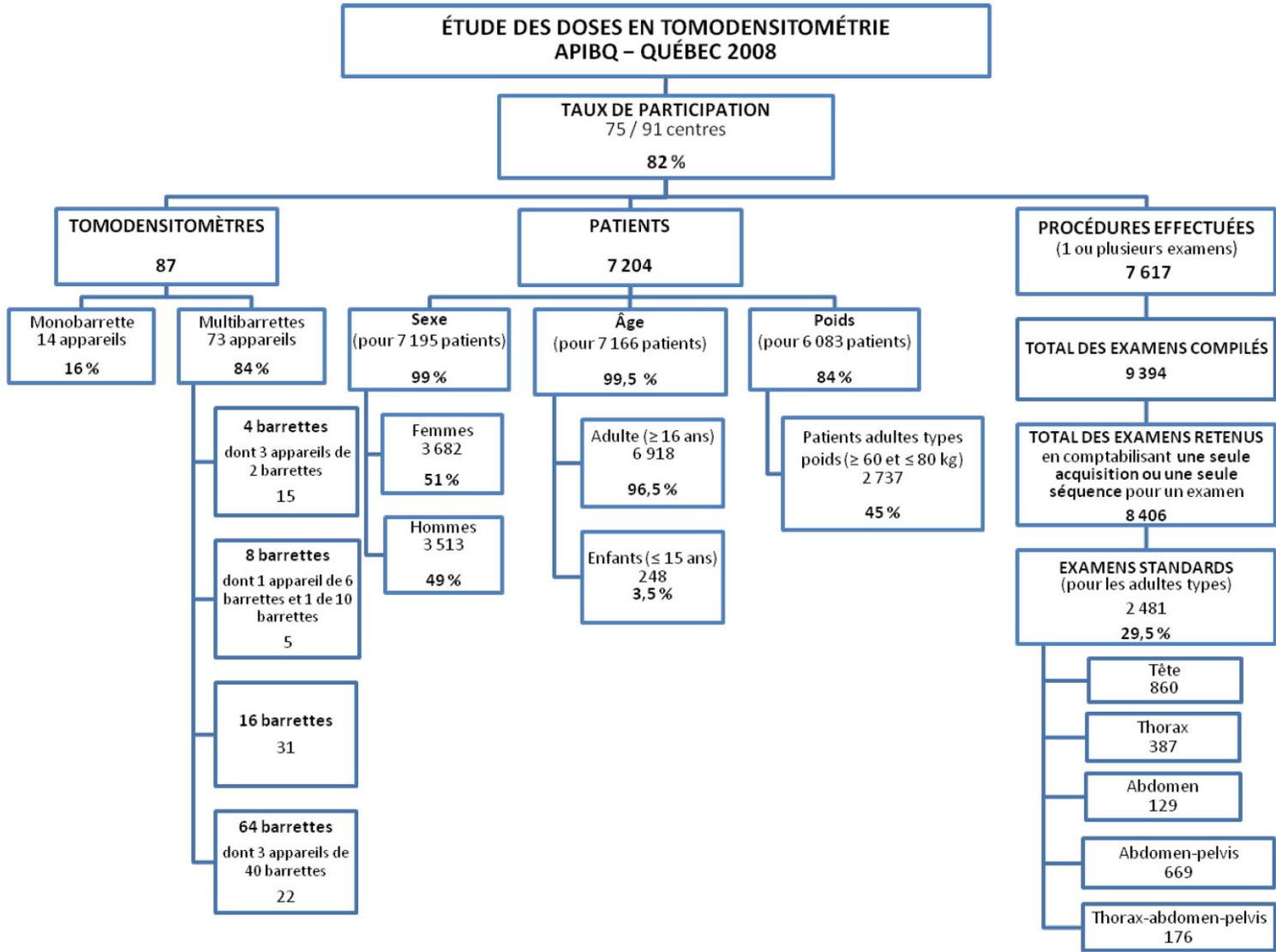


Figure 7 : Résumé des principaux résultats de l'étude

5.2 ANALYSE DES EXAMENS STANDARDS

La dose est évaluée pour les examens **standards** chez l'adulte seulement, à partir des données recueillies pour lesquelles les valeurs DLP saisies ou calculées sont disponibles.

L'analyse des résultats permet de dresser un portrait de la situation au Québec en ce qui concerne les doses associées aux examens les plus courants effectués en tomodensitométrie.

Pour chacun des examens **standards**, la distribution des produits dose longueur sera illustrée par un graphique. Le lecteur doit retenir que la variabilité s'observant dans ces graphiques, basés sur un échantillonnage de la pratique de la tomodensitométrie au Québec, découle de trois facteurs : les différents protocoles cliniques utilisés, les diverses technologies en jeu et la condition clinique de chacun des patients. En ce sens, l'usage du 75^e percentile comme niveau de référence, tel que le recommande l'ICRP, rassemble tous ces aspects et permet en pratique de procéder à des études d'échantillonnage puis de faire des comparaisons aussi raisonnables que fiables entre des études produites par divers pays. Ainsi, la variabilité observée ne doit pas être directement interprétée comme le signe d'un problème ; c'est plutôt l'évolution dans le temps du 75^e percentile qui indiquera une évolution de la pratique.

Les examens **standards** retenus pour l'analyse sont ceux de la tête, du thorax, de l'abdomen et de l'abdomen-pelvis. Puisque l'examen thorax-abdomen-pelvis est de plus en plus courant, il fera aussi partie de l'analyse. L'ensemble des examens analysés ici représente près de 95 % de tous les examens **standards** effectués sur des patients types, c'est-à-dire des adultes dont le poids se situe entre 60 et 80 kg. Quant à l'ensemble des examens **standards**, il représente 79 % des examens ciblés par l'étude ; 76,7 % de ceux-ci sont effectués chez des patients types.

Aux fins de la comparaison des résultats avec ceux d'autres études, l'analyse se limitera aux patients types et à l'examen **standard** de chacune des régions anatomiques (voir le tableau 4).

Les niveaux de référence diagnostiques (NRD) définis par le Royaume-Uni (UK)¹⁸ et la France¹⁹ ainsi que les recommandations de l'Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (IRSN) proposées en 2008 pour la mise à jour des nouveaux NRD de la France²⁰ sont présentés dans le tableau 7. La valeur DLP au 75^e percentile pour les examens de l'étude tenue au Québec en mars 2008 est donnée à titre comparatif.

18. P.C. SHRIMPTON, M. A. LEWIS et M. DUNN (2005),
 , document NRPB-W67, Chilton (Royaume-Uni), National Radiological Protection Board, 103 p.

19. FRANCE (2004), « Arrêté du 12 février 2004 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et en médecine nucléaire »,
 , n° 64, 16 mars, p. 5117-5119.

20. Antoine TALBOT (2008),
 , rapport DRPH n° 2008-02,
 Fontenay-aux-Roses (France), Direction de la radioprotection de l'homme, Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire, 126 p.

Précisons ici que les NRD définis par la France ne font pas de distinction entre les examens effectués avec une ou l'autre des deux technologies (monobarrette ou multibarrettes). Puisque l'étude a été menée dans les années antérieures, la répartition des appareils en fonction du nombre de détecteurs pouvait se traduire par une plus faible proportion d'appareils dotés de multidétecteurs. Par contre, le Royaume-Uni (UK) a défini des NRD distincts selon les technologies utilisées. Les nouveaux NRD proposés par l'IRSN en 2008 pour la mise à jour des NRD de la France ne sont pas pris en compte dans les graphiques présentés ici car ils n'ont pas encore été officialisés. Ils apparaissent toutefois dans le tableau 7, où ils sont comparés avec ceux du Royaume-Uni et de la France ainsi qu'avec le 75^e percentile de l'étude.

Tableau 7 : Niveaux de référence diagnostiques (NRD) en tomодensitométrie

Examen	NRD UK *(2003)	NRD France (2004)	NRD proposé** France (2008)	75 ^e percentile Québec (2008)
Tête	930	1 050		1 352
Thorax	580	500		496
Abdomen	470	650		823
Pelvis	N.D.	450		N.D.
Abdomen-pelvis	560	N.D.		850
Thorax-abdomen-pelvis	940	N.D.		1 200

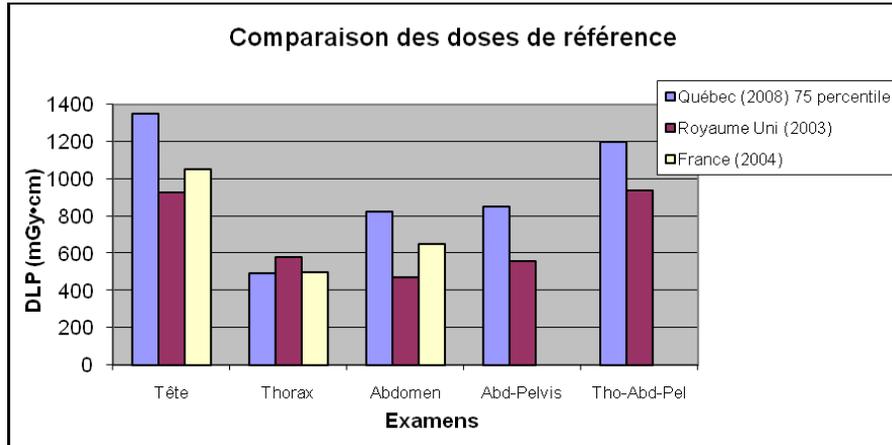
n. d. : non défini.
* NRD définis uniquement pour la technologie multibarrettes.
** Recommandations de l'IRSN en 2008 pour la mise à jour des NRD de la France.

Les NRD définis par le Royaume-Uni pour la technologie multibarrettes ont été retenus aux fins de la comparaison puisque les appareils utilisés au cours de l'étude menée au Québec en 2008 étaient majoritairement de technologie multibarrettes.

Les graphiques relatifs aux examens combinés, par exemple abdomen-pelvis, ne présentent la comparaison qu'avec les NRD du Royaume-Uni (UK) établis pour ce type d'examens, la France n'en ayant pas définis.

La figure 8 illustre une comparaison entre les niveaux de référence diagnostiques (NRD) définis par la France et le Royaume-Uni ainsi que le DLP au 75^e percentile de l'étude.

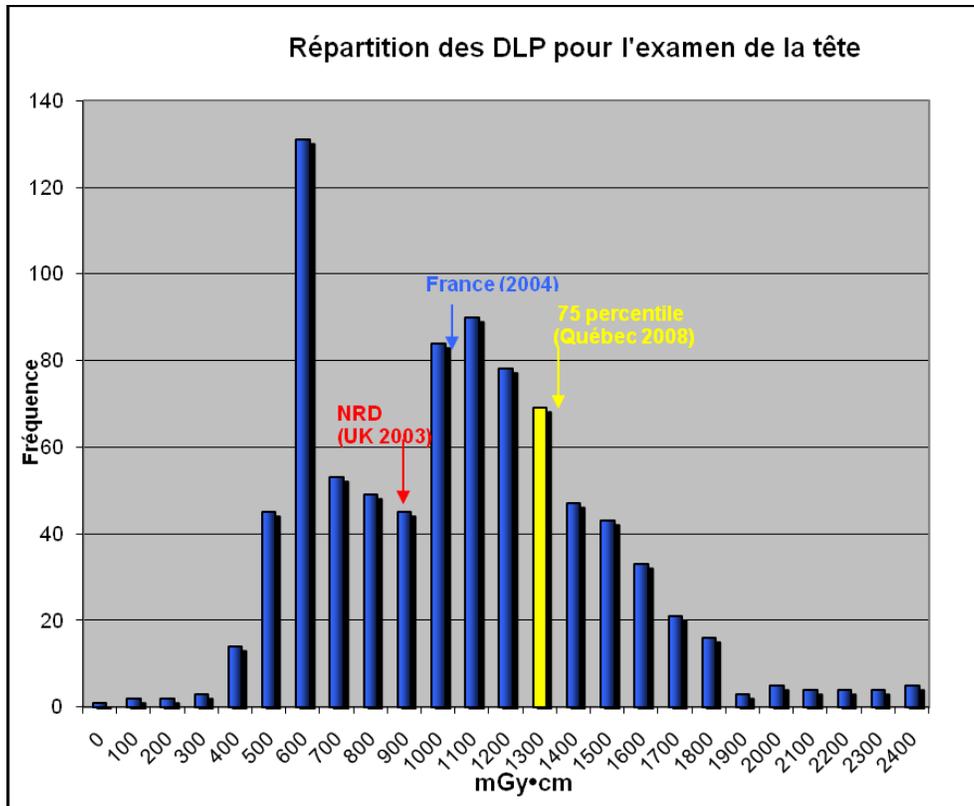
Figure 8 : Comparaison des doses de référence



5.2.1 EXAMEN DE LA TÊTE

L'analyse est basée sur les résultats de 860 examens **standards** de la tête. L'examen de la tête représente près de la moitié de l'ensemble des examens effectués en tomodensitométrie. La figure 9 et le tableau 8 indiquent les résultats des DLP obtenus pour cet examen.

Figure 9 : Répartition des DLP pour l'examen de la tête



Au Royaume-Uni, le niveau de référence diagnostique (NRD) a été établi à 930 mGy•cm alors qu'en France, il est de 1 050 mGy•cm (voir le tableau 7). Pour l'étude, on obtient un DLP de 1 352 mGy•cm au 75^e percentile. On constate que la dose obtenue dans le cadre de l'étude pour un examen **standard** de la tête est nettement supérieure aux NRD établis par le Royaume-Uni et la France.

Le tableau suivant indique le DLP obtenu pour l'examen de la tête selon la technologie (nombre de détecteurs) de l'appareil utilisé.

Tableau 8 : DLP de l'examen de la tête selon le nombre de détecteurs

TDM de la tête	DLP (mGy•cm)					
Nombre de détecteurs	1	4	8	16	64	Tous
Nombre d'examens	138	193	54	335	140	860
75 ^e percentile	780	1 465	1 185	1 415	1 332	1 352

Dans la répartition présentée au tableau 8, le DLP au 75^e percentile pour les examens de la tête effectués à l'aide d'un appareil monobarrette est de 780 mGy•cm. Pour le même type d'examen, le DLP obtenu au même percentile avec l'utilisation d'un appareil multibarrettes se situe entre 1 185 et 1 465 mGy•cm selon la technologie utilisée. On observe donc une augmentation de la dose pour un examen de la tête effectué avec un appareil multibarrettes.

5.2.2 EXAMEN DU THORAX

L'analyse relative à l'examen du thorax porte sur les résultats de 387 examens **standards**. On obtient un DLP de 496 mGy•cm au 75^e percentile.

Au Royaume-Uni, le niveau de référence diagnostique (NRD) pour un examen du thorax est établi à 580 mGy•cm alors qu'en France, il est de 500 mGy•cm (voir le tableau 7).

Dans le cadre de l'étude, on constate que le DLP au 75^e percentile pour un examen du thorax est équivalent au NRD défini par la France lorsque l'on tient compte de l'ensemble des appareils. Le NRD défini par le Royaume-Uni est plus élevé que celui de la France puisque le niveau de référence établi par le Royaume-Uni vise uniquement la technologie multibarrettes.

La figure 10 présente le DLP obtenu au 75^e percentile dans le cadre de l'étude ainsi que les NRD établis par la France et le Royaume-Uni. Le tableau 9 indique les résultats des DLP obtenus pour l'étude selon le nombre de détecteurs des appareils utilisés.

Figure 10 : Répartition des DLP pour l'examen du thorax

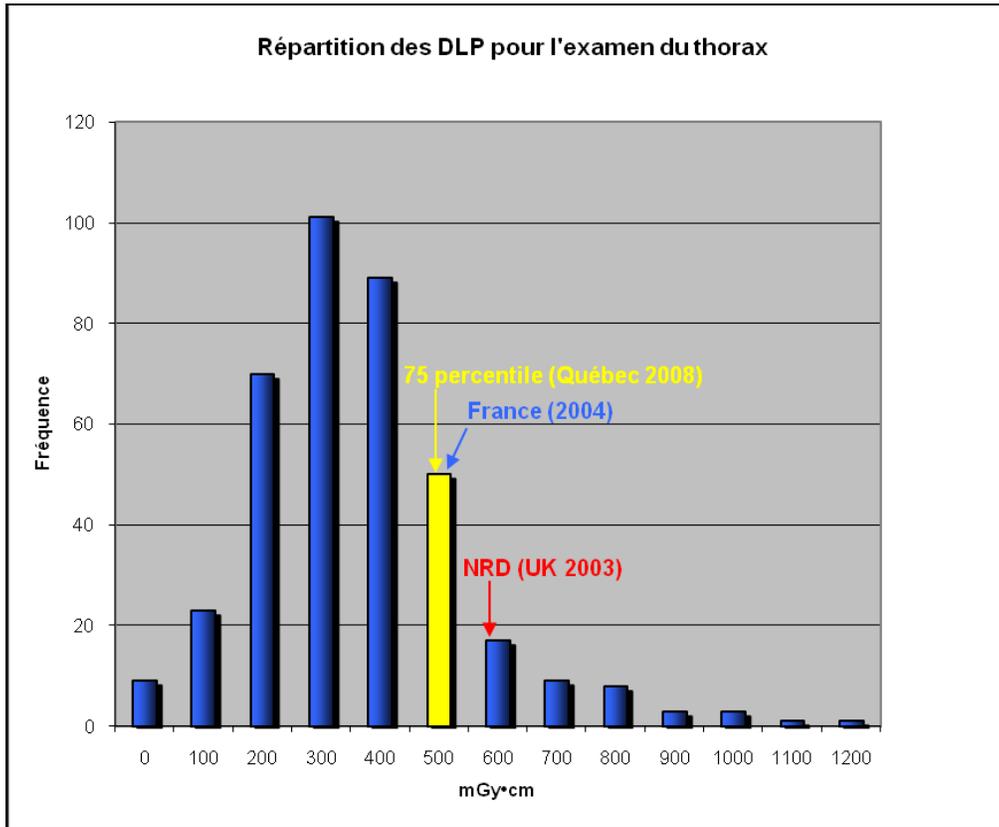


Tableau 9 : DLP pour l'examen du thorax selon le nombre de détecteurs

TDM du thorax	DLP (mGy•cm)					
	1	4	8	16	64	Tous
Nombre de détecteurs	1	4	8	16	64	Tous
Nombre d'examens	41	65	29	147	105	387
75 ^e percentile	410	433	527	504	534	496

Le tableau 9 montre que le DLP au 75^e percentile d'un examen effectué à l'aide d'un appareil monobarrette est de 410 mGy•cm, comparativement à 534 mGy•cm avec un appareil doté de 64 barrettes. On constate une légère augmentation des DLP avec l'utilisation d'appareils multibarrettes. Toutefois, les résultats montrent un DLP en dessous du NRD défini par le Royaume-Uni, mais ils sont comparables au NRD proposé par l'IRSN en 2008.

5.2.3 EXAMEN DE L'ABDOMEN (SUPÉRIEUR)

L'analyse est réalisée à partir des résultats de 129 examens **standards** de l'abdomen (supérieur). Dans le cadre de l'étude, le DLP au 75^e percentile se situe à 823 mGy•cm. Le Royaume-Uni établit le NRD pour cet examen à 470 mGy•cm alors que la France le fixe à 650 mGy•cm (voir le tableau 7). On remarque une grande différence entre les NRD recommandés par ces deux pays et les résultats obtenus de l'étude. Le DLP au 75^e percentile est de 75 % supérieur à la dose de référence s'il est comparé au NRD établi par le Royaume-Uni.

La figure 11 présente le DLP obtenu au 75^e percentile dans le cadre de l'étude ainsi que les NRD établis par la France et le Royaume-Uni. Le tableau 10 indique les résultats des DLP obtenus pour l'étude selon le nombre de détecteurs des appareils utilisés.

Figure 11 : Répartition des DLP pour l'examen de l'abdomen (supérieur)

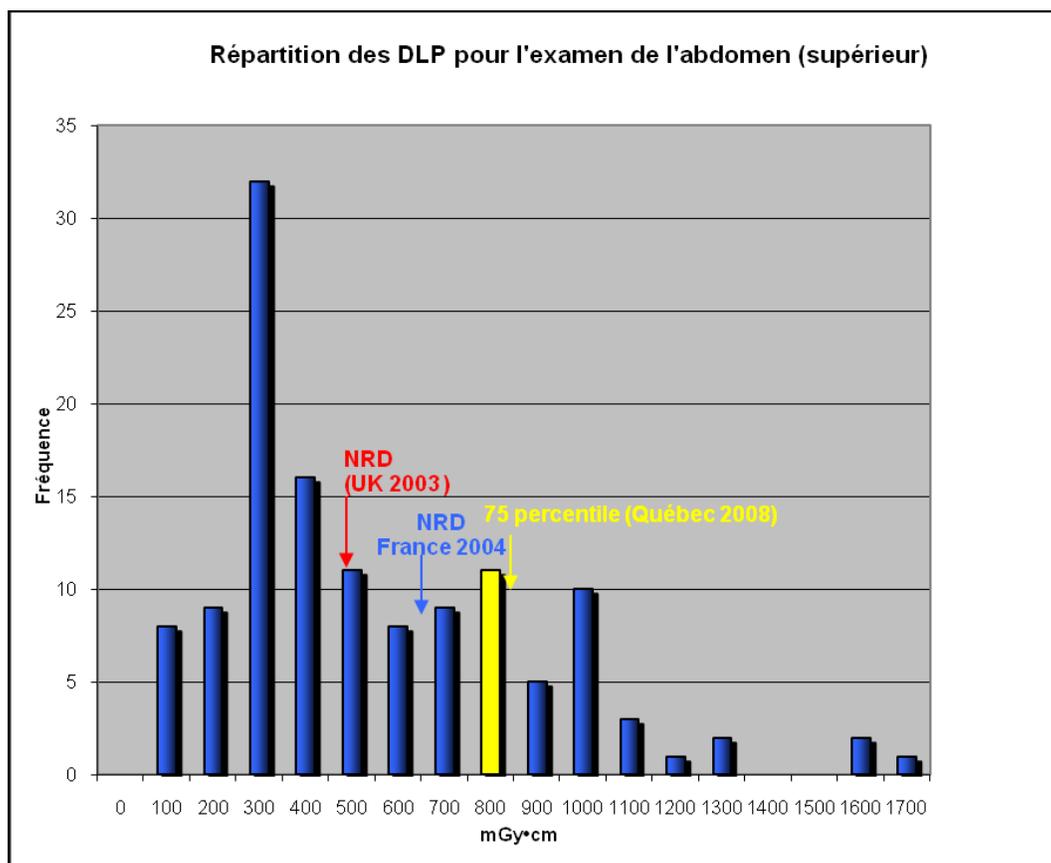


Tableau 10 : DLP pour l'examen de l'abdomen (supérieur) selon le nombre de détecteurs

TDM de l'abdomen supérieur	DLP (mGy•cm)					
Nombre de détecteurs	1	4	8	16	64	Tous
Nombre d'examens	11	28	15	39	36	129
75 ^e percentile	372	1 010	739	694	807	823

À la lecture du tableau 10, on remarque une augmentation importante du DLP lorsque l'examen est effectué avec un appareil multibarrettes.

Dans le cadre de l'étude, on constate qu'il s'effectue de moins en moins d'examens en tomographie par ordinateur pour l'abdomen supérieur seul. L'examen combine de plus en plus la région de l'abdomen supérieur et celle du pelvis (examen abdomen-pelvis).

5.2.4 EXAMEN DU PELVIS

Compte tenu du faible nombre de résultats colligés (21 examens) au cours de l'étude, l'examen du pelvis ne fera pas l'objet d'une analyse particulière.

5.2.5 EXAMEN COMBINÉ ABDOMEN-PELVIS

L'examen de l'abdomen-pelvis est l'examen le plus courant en tomographie par ordinateur après celui de la tête. Dans cette étude, il représente 27 % de l'ensemble des examens des principales régions anatomiques étudiées.

L'analyse est basée sur les résultats de 669 examens de l'abdomen-pelvis. Dans le cadre de l'étude, le DLP au 75^e percentile est de 850 mGy•cm. Pour sa part, le Royaume-Uni a établi le NRD à 560 mGy•cm pour un examen abdomen-pelvis (voir le tableau 7). Les résultats obtenus au Québec montrent un écart 1,5 fois supérieur au NRD recommandé par le Royaume-Uni. Toutefois, on remarque que le DLP au 75^e percentile de l'étude n'est que légèrement supérieur au NRD que proposait l'IRSN en 2008.

La figure 12 présente le DLP obtenu au 75^e percentile pour l'examen de l'abdomen-pelvis dans le cadre de l'étude et le NRD défini par le Royaume-Uni pour le même type d'examen. Le tableau 11 indique les résultats des DLP obtenus pour l'étude selon le nombre de détecteurs des appareils utilisés.

Figure 12 : Répartition des DLP pour l'examen abdomen-pelvis

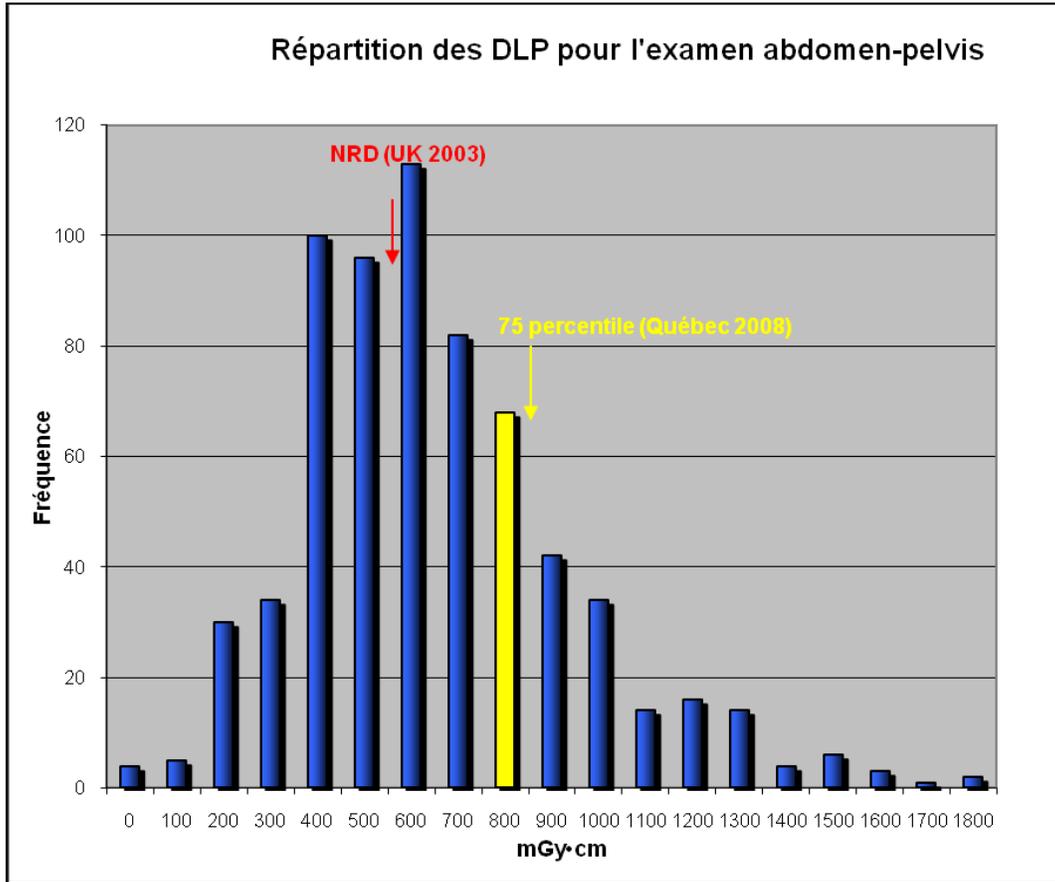


Tableau 11 : DLP pour l'examen abdomen-pelvis selon le nombre de détecteurs

TDM de l'abdomen-pelvis	DLP (mGy·cm)					
	1	4	8	16	64	Tous
Nombre de détecteurs	1	4	8	16	64	Tous
Nombre d'examens	105	130	50	245	140	669
75 ^e percentile	642	806	758	872	1 096	850

La lecture du tableau 11 permet de constater une nette augmentation de la dose avec l'utilisation des appareils multibarrettes, en particulier avec les appareils dotés de 64 barrettes.

5.2.6 EXAMEN COMBINÉ THORAX-ABDOMEN-PELVIS

Dans le cadre de l'étude, l'examen combiné thorax-abdomen-pelvis représente 11 % de l'ensemble des examens des principales régions anatomiques. L'analyse est basée sur les résultats de 176 examens combinant les régions anatomiques du thorax, de l'abdomen et du pelvis. Dans le cadre de l'étude, le DLP au 75^e percentile se situe à 1 200 mGy•cm. Ce résultat est supérieur au NRD défini par le Royaume-Uni, qui est établi à 940 mGy•cm, mais il se compare au NRD proposé par l'IRSN en 2008 (voir le tableau 7).

La figure 13 présente une comparaison du DLP obtenu au 75^e percentile dans le cadre de l'étude et du NRD établi par le Royaume-Uni. Le tableau 12 indique les résultats des DLP obtenus pour l'étude selon le nombre de détecteurs des appareils utilisés.

Figure 13 : Répartition des DLP pour l'examen thorax-abdomen-pelvis

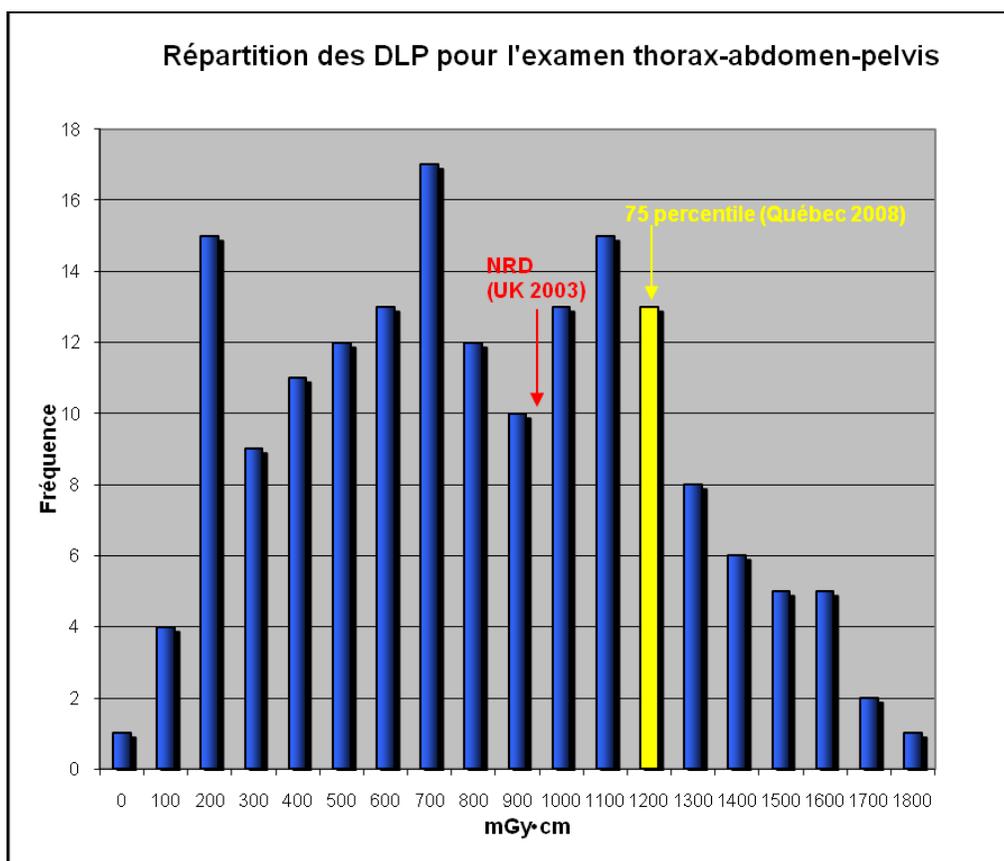


Tableau 12 : DLP pour l'examen thorax-abdomen-pelvis selon le nombre de détecteurs

TDM de thorax-abdomen-pelvis	DLP (mGy•cm)					
	1	4	8	16	64	Tous
Nombre de détecteurs	1	4	8	16	64	Tous
Nombre d'examens	17	53	26	59	21	176
75 ^e percentile	627	1 142	902	1 383	1 255	1 200

Les 17 examens associés à la technologie monobarrette correspondent plutôt à la demande d'examen (thorax-abdomen-pelvis). L'ensemble de l'examen combiné a généralement été effectué avec plusieurs acquisitions. Les DLP associés à l'examen de chaque région anatomique distincte pour effectuer l'ensemble de l'examen thorax-abdomen-pelvis ont été additionnés, dans la plupart des cas, par le technologue au moment de la collecte des données.

Les tomodensitomètres multibarrettes de technologie récente permettent d'effectuer les examens combinés au cours d'une même acquisition, et ce, en beaucoup moins de temps qu'auparavant. Le nombre de cet examen combiné est susceptible d'augmenter au cours des prochaines années.

5.2.7 EXAMENS STANDARDS SELON LA TECHNOLOGIE

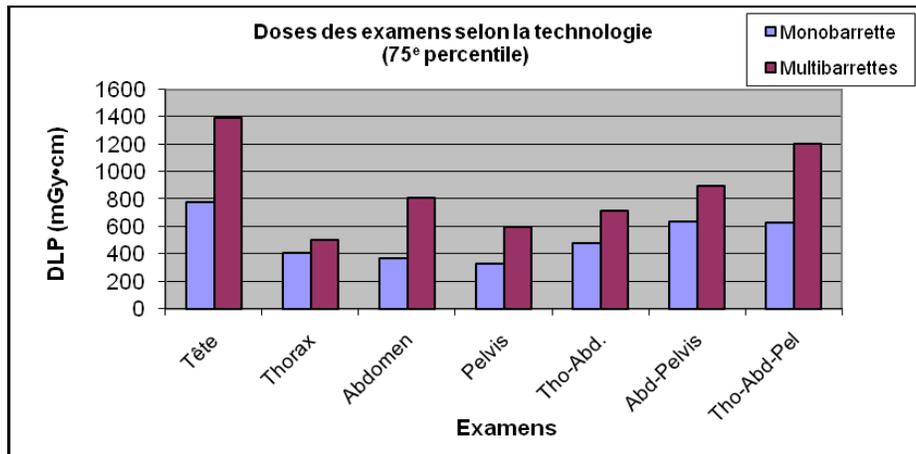
Au total, 87 tomodensitomètres ont été utilisés pour effectuer les examens ; 14 appareils étaient de technologie monobarrette et 73, de technologie multibarrettes. Le tableau 13 présente la répartition des tomodensitomètres utilisés pendant l'étude selon la technologie.

Tableau 13 : Répartition des tomodensitomètres selon la technologie

Technologie (nombre de barrettes)	Nombre d'appareils CT	Pourcentage %
1	14	16
4	15	17
8	5	6
16	31	36
40	3	3
64	19	22
	87	100

La figure 14 présente le DLP au 75^e percentile pour chaque examen **standard**, selon la technologie des appareils utilisés dans le cas d'un patient type, soit – rappelons-le – un adulte dont le poids se situe entre 60 et 80 kg.

Figure 14 : Doses des examens selon la technologie (75^e percentile)



Le tableau 14 indique les résultats des DLP selon la technologie des appareils utilisés. Pour la technologie multibarrettes, le chiffre correspond à la moyenne pondérée de tous les DLP obtenus au 75^e percentile pour chaque examen **standard** effectué avec un appareil multibarrettes.

Tableau 14 : DLP au 75^e percentile selon la technologie pour chaque examen standard

RÉGION ANATOMIQUE	DLP AU 75 ^e PERCENTILE (mGy • cm)	
	MONOBARRETTE	MULTIBARRETTES
Tête	780	1 395
Thorax	410	502
Abdomen	372	809
Pelvis	332	599
Thorax-abdomen	484	721
Abdomen-pelvis	642	902
Thorax-abdomen-pelvis	627	1 207

RÉSUMÉ DE L'ANALYSE DES EXAMENS STANDARDS

En comparant les DLP au 75^e percentile de la présente étude avec les NRD du Royaume-Uni et de la France, on constate :

- que la plupart des DLP au 75^e percentile pour les examens **standards** sont généralement supérieurs aux NRD définis par la France et le Royaume-Uni pour les régions anatomiques comparables ;
- que le DLP au 75^e percentile pour un examen **standard** effectué à l'aide d'un appareil multibarrettes est supérieur à celui d'un examen comparable effectué à l'aide d'un appareil monobarrette, et ce, pour toutes les régions anatomiques étudiées.

On constate une grande variation des DLP pour des examens comparables dans l'ensemble des centres du Québec avec des appareils d'une même technologie.

5.3 DOSE PÉDIATRIQUE

Dans le cadre de l'étude, un certain nombre des données colligées concernaient des examens pédiatriques. Des 7 166 patients participant à l'étude dont l'âge a été inscrit sur le formulaire, 248 étaient des jeunes de moins de 16 ans.

Aux fins de la comparaison avec une étude suisse²¹ publiée en 2008, les examens de 228 enfants ont été analysés. Mentionnons d'abord que l'échantillonnage de l'étude québécoise est faible, d'autant plus que le nombre de patients a été partagé en trois groupes d'âges comportant de grandes variations anatomiques. Pour sa part, l'étude de la Suisse regroupait 3 624 examens.

Le tableau 15 présente la répartition des examens chez l'enfant effectués au Québec, selon les groupes d'âge. Il importe de préciser ici que la majorité de ces examens sont effectués dans des centres hospitaliers à vocation pédiatrique.

Tableau 15 : Nombre d'examens chez les enfants selon le groupe d'âge

Groupe d'âge	0 à 1 an	2 à 5 ans	6 à 10 ans	11 à 15 ans	Total
Nombre d'examens	52	38	36	102	228

Soulignons que la radiosensibilité est 10 fois plus importante chez les enfants en très bas âge que chez les adultes d'âge moyen (voir la figure 23). Il importe donc de prêter une attention particulière aux doses de radiation X reçues par l'enfant.

Les résultats obtenus dans le cadre de l'étude pour les examens **standards** les plus courants chez l'enfant sont comparés avec les résultats de l'étude menée par la Suisse en 2005 et dont les résultats ont été publiés en 2008. Ce pays n'a pas encore établi de NRD ; il recommande plutôt les doses de référence de l'étude suisse, lesquelles correspondent à 1,25 fois le DLP moyen.

Au cours des dernières années, des pays tels que l'Allemagne²² et l'Australie²³ ont aussi publié des études sur les examens pédiatriques.

On note trois examens courants effectués chez les enfants : l'examen de la tête, l'examen du thorax et l'examen de l'abdomen-pelvis.

21. Francis R. VERDUN et autres (2008), « CT radiation dose in children: a survey to establish age-based diagnostic reference levels in Switzerland », *Journal of the International Association of Diagnostic Radiology*, vol. 18, n° 6, juin, p. 1980-1986.

22. M. GALANSKI, H.D. NAGEL et G. STAMM (2006), *CT Radiation Dose in Children: A Survey to Establish Age-Based Diagnostic Reference Levels in Switzerland*, [Hanovre (Allemagne)], Medizinische Hochschule Hannover, IV, 24 p. + annexes.

23. M. MOSS et D. MCLEAN (2005), « Paediatric and adult computed tomography practice and patient dose in Australia », *Medical Physics*, vol. 50, n° 1, février, p. 33-40.

5.3.1 EXAMEN DE LA TÊTE

La figure 15 et le tableau 16 présentent les doses obtenues dans le cadre de la présente étude pour un examen de la tête chez l'enfant. Les résultats y sont présentés selon différents groupes d'âge et sont comparés à la dose de référence recommandée par l'étude suisse pour chaque groupe.

Figure 15 : Doses pédiatriques pour l'examen de la tête

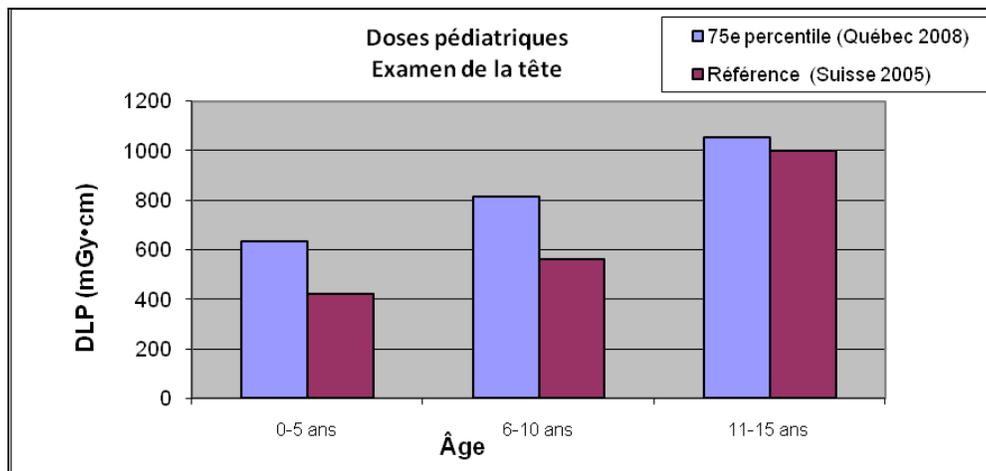


Tableau 16 : Examen de la tête chez l'enfant, DLP selon le groupe d'âge

Groupe d'âge (ans)	75 ^e percentile (Québec 2008) (mGy·cm)	Référence (Suisse 2005) (mGy·cm)
0 à 5	632	420
6 à 10	817	560
11 à 15	1 053	1 000

Dans le cadre de l'étude, on observe généralement que les doses obtenues dans certains centres de tomodensitométrie pour les examens de la tête chez l'enfant sont supérieures aux doses de référence recommandées par l'étude de la Suisse. On remarque des écarts importants entre les doses pédiatriques d'un centre à l'autre à travers le Québec pour cet examen.

5.3.2 EXAMEN DU THORAX

La figure 16 et le tableau 17 présentent les doses obtenues dans le cadre de l'étude pour un examen du thorax chez l'enfant. Les résultats y sont présentés selon différents groupes d'âge et sont comparés à la dose de référence recommandée par l'étude suisse pour chaque groupe.

Figure 16 : Doses pédiatriques pour l'examen du thorax

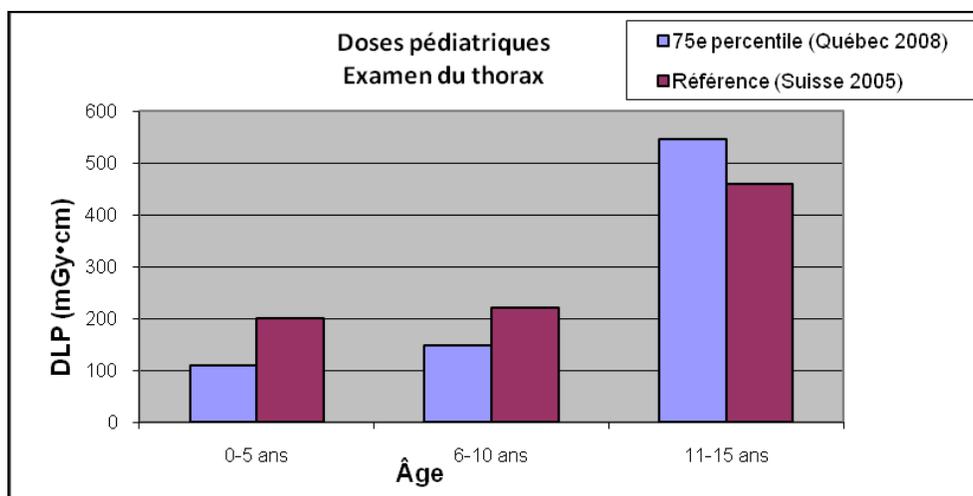


Tableau 17 : Examen du thorax chez l'enfant, DLP selon le groupe d'âge

Groupe d'âge (ans)	75 ^e percentile (Québec 2008) (mGy·cm)	Référence (Suisse 2005) (mGy·cm)
0 à 5	109	200
6 à 10	147	220
11 à 15	545	460

Dans le cas des examens du thorax effectués dans les centres du Québec, on observe que, pour les enfants âgés entre 0 et 10 ans, les doses sont similaires à la recommandation de la Suisse à ce sujet mais que, pour les jeunes de 11 à 15 ans, elles dépassent cette recommandation.

Malgré le faible échantillonnage, on observe une dose (75^e percentile) plus élevée pour l'examen du thorax chez les enfants ayant entre 11 et 15 ans par rapport à l'examen du thorax effectué chez les adultes.

5.3.3 EXAMEN ABDOMEN-PELVIS

La figure 17 et le tableau 18 présentent les doses obtenues dans le cadre de l'étude pour un examen de l'abdomen-pelvis chez l'enfant. Les résultats y sont présentés selon différents groupes d'âge et sont comparés à la dose de référence recommandée par l'étude suisse pour chaque groupe.

Figure 17 : Doses pédiatriques pour l'examen abdomen-pelvis

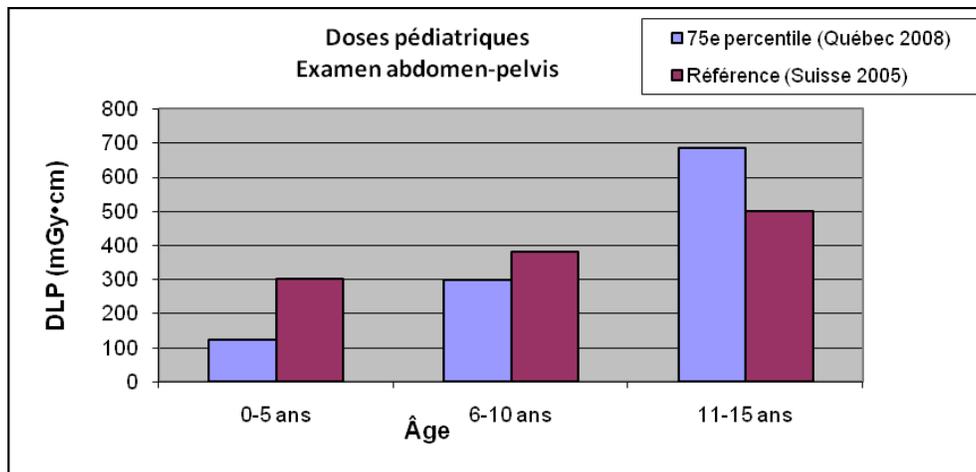


Tableau 18 : Examen abdomen-pelvis chez l'enfant, DLP selon le groupe d'âge

Groupe d'âge (ans)	75 ^e percentile (Québec 2008) (mGy·cm)	Référence (Suisse 2005) (mGy·cm)
0 à 5	123	300
6 à 10	299	380
11 à 15	683	500

Les doses obtenues dans le cadre de l'étude pour un examen combiné abdomen-pelvis effectué sur un enfant âgé entre 11 et 15 ans sont supérieures à la recommandation de la Suisse à ce sujet, mais elles respectent généralement cette recommandation chez les enfants ayant entre 0 et 10 ans.

En résumé, l'analyse des examens pédiatriques permet de constater :

- une variation importante des doses pédiatriques pour des examens comparables effectués dans les différents centres du Québec ;
- pour certains examens, des doses supérieures aux doses de référence recommandées par l'étude de la Suisse.

5.4 DOSE CHEZ LA FEMME

L'exposition aux rayonnements ionisants a, de façon générale, toujours été une préoccupation. Qu'il s'agisse de l'enfant ou de l'adulte, la communauté scientifique s'entend sur les risques associés à leur utilisation et sur les conséquences (effets déterministes et stochastiques) de celle-ci.

Au sujet de la femme, deux raisons motivent cette préoccupation. Premièrement, la radiosensibilité inhérente de la glande mammaire. L'ICRP a émis de nouvelles recommandations en 2007 (ICRP, 2007b), dans lesquelles elle a modifié le facteur de pondération tissulaire pour les seins²⁴; celui-ci s'établit depuis à 0,12, comparativement à 0,05 une quinzaine d'années auparavant (ICRP, 1991). Deuxièmement, le cancer du sein est la forme de cancer la plus répandue chez les Canadiennes²⁵.

L'effet des rayonnements ionisants sur le risque d'incidence de cancers du sein chez la femme a été largement étudié; les conclusions indiquent un lien entre le niveau de l'exposition et l'incidence du cancer du sein. On a par ailleurs de bonnes raisons de croire que l'âge à l'exposition est un facteur de risque important, le risque pour les jeunes femmes étant supérieur à celui présenté par des femmes qui sont exposées à un âge plus avancé.

Le tableau 19 présente le risque d'incidence ou de mortalité par cancer du sein selon l'âge à l'exposition, pour un groupe de 100 000 personnes exposées à une dose unique de 100 mGy.

Tableau 19 : Risque à vie d'induction du cancer du sein et de mortalité par cancer du sein

Nombre de cas pour 100 000 personnes exposées à une dose unique de 100 mGy		
Âge à l'exposition (ans)	Incidence du cancer du sein (cas/100 000)	Mortalité par cancer du sein (cas/100 000)
0	1 171	274
5	914	214
10	712	167
15	553	130
20	429	101
30	253	61
40	141	35
50	70	19
60	31	9
70	12	5
80	4	2

Source : National Research Council of National Academies, Committee to assess health risks from exposure to low levels of ionizing radiation : , 2006, p. 311.

24. Voir le tableau 1, qui porte sur les facteurs de pondération recommandés par l'ICRP.

25. Voir le site Web de la Société canadienne du cancer, à l'adresse suivante : www.cancer.ca.

5.4.1 DOSE ABSORBÉE ESTIMÉE POUR LA RÉGION DES SEINS (DOSE GLANDULAIRE)

Pour la région des seins, la dose absorbée a été estimée à partir des résultats colligés dans le cadre de l'étude, et ce, pour les femmes seulement. La taille de l'échantillon est de 257. Le poids des femmes se situe entre 60 et 80 kg. L'âge moyen des femmes est de $61,1 \pm 12,3$ ans (min : 26 ans et max : 91 ans).

À partir du logiciel ImpACT, un facteur de conversion – DLP versus dose absorbée –, a été calculé pour chaque modèle de tomodynamomètre et chacun des kV répertoriés au moment d'un examen **standard** (thorax, thorax-abdomen ou thorax-abdomen-pelvis) durant lequel les seins ont été exposés au faisceau primaire des rayons X (balayage). Le facteur de conversion (mGy/mGy•cm) permet d'estimer la dose absorbée (mGy) par la glande mammaire en fonction de la valeur du DLP de l'examen. La dose absorbée moyenne a été estimée à $21,6 \pm 13,7$ mGy (min : 3,2 mGy et max : 124,9 mGy) pour la glande mammaire.

À titre indicatif, le Programme québécois de dépistage du cancer du sein fixe à 3 mGy, comme critère de performance, la dose glandulaire moyenne sur les appareils de mammographie pour un sein moitié adipeux, moitié glandulaire et comprimé à 4,2 cm d'épaisseur.

5.4.2 UTILISATION DES CACHES MAMMAIRES AU BISMUTH

L'utilisation des caches mammaires au bismuth et l'optimisation de la dose sont des stratégies permettant de réduire tant l'exposition que la dose absorbée par les seins au moment d'effectuer des examens en tomodynamométrie. La seule utilisation des caches au bismuth entraîne une réduction allant jusqu'à 50 % de la dose absorbée. Toutefois, la présence des caches peut provoquer l'augmentation du bruit et l'apparition d'artéfacts dans l'image²⁶. Quant à l'optimisation de la dose, elle peut se traduire notamment par le choix des paramètres du protocole qui seront appliqués pour effectuer un examen, par exemple l'utilisation de la modulation du courant, lequel choix permet non seulement d'optimiser la dose absorbée aux seins mais également de réduire l'exposition des autres organes et tissus²⁷.

Dans le cadre de l'étude, les examens qui incluent la région thoracique représentent 29 % de l'ensemble des examens en tomodynamométrie (voir la figure 21). Les caches au bismuth ont été utilisés pour 6,7 % des procédures relatives à des examens qui incluaient la région du thorax. La base de données contient les données nécessaires à une analyse approfondie, qui sera faite à la prochaine étape de l'étude.

26. Sabrina V. VOLLMAR et Willi A. KALENDER (2008), « Reduction of dose to the female breast in thoracic CT: a comparison of standard-protocol, bismuth shielded, partial and tube-current-modulated CT examinations », *Medical Physics*, vol. 18, n° 8, août, p. 1674-1682.

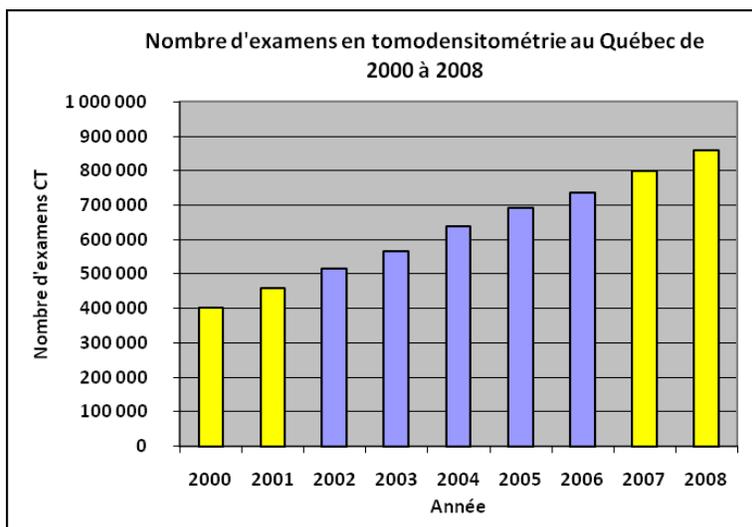
27. J. GELEIJNS, « Quantitative assessment of selective in-plane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality », *Medical Physics*, vol. 16, n° 10, octobre, p. 2334-2340.

5.5 DOSE EFFICACE MOYENNE

Entre 2000 et 2006, on a observé une augmentation annuelle moyenne de 9,2 % du nombre d'examens (actes) en tomodensitométrie au Québec (voir le tableau 3). Selon les données d'Éco-Santé Québec²⁸, le nombre d'examens par 1 000 habitants est passé de 60,9 à 97 durant cette période. Par extrapolation linéaire, on estime que le nombre d'examens atteindra 108 par 1 000 habitants en 2008, estimation qui ne tient pas compte des examens effectués dans les laboratoires privés de radiologie. Selon le rapport intitulé , publié en 2008 par l'Institut canadien d'information sur la santé (ICIS)²⁹, le nombre d'examens effectués au Québec dans le secteur privé serait évalué à plus de 25 000 pour la période 2006-2007. Ainsi, on peut déduire qu'en 2008, 1 personne sur 9 aura subi un examen de tomodensitométrie au Québec.

Alors que la population du Québec augmentait de près de 6 % entre 2000 et 2008³⁰, pour atteindre 7 771 854 personnes au 1^{er} octobre 2008, le nombre d'examens de tomodensitométrie aurait doublé. La figure 18 illustre l'augmentation du nombre d'examens pendant cette période, hausse qui est conséquente avec l'implantation d'un plus grand nombre de tomodensitomètres et l'augmentation du nombre d'examens par appareil (Éco-Santé Québec). Selon l'ICIS, on comptait 119 tomodensitomètres au Québec en 2007, dont 107 étaient installés dans des établissements publics de santé. En cumulant les examens produits par l'ensemble des appareils, on estimait à 115 le nombre d'examens de tomodensitométrie par 1 000 habitants au Québec pour l'année 2008.

Figure 18 : Nombre d'examens en tomodensitométrie effectués au Québec, de 2000 à 2008



²⁸ Éco-Santé en ligne, < www.ecosante.fr >.

²⁹ Institut canadien d'information sur la santé (ICIS), Imagerie médicale au Canada, 2007 < <http://secure.cihi.ca> >.

³⁰ Chantal Girard (2007), « Le bilan démographique du Québec, Édition 2007 », Québec, Institut de la statistique du Québec, p. 16.

Les figures 19 et 20 présentent la répartition des examens en tomodynamométrie selon les diverses régions anatomiques pour les années 2002 et 2006. La catégorie « autres examens » fait référence aux codes d'actes 8274, 8275, 8276 et 8277 de la RAMQ (voir le tableau 3).

Figure 19 : Répartition par région anatomique des examens TDM au Québec en 2002

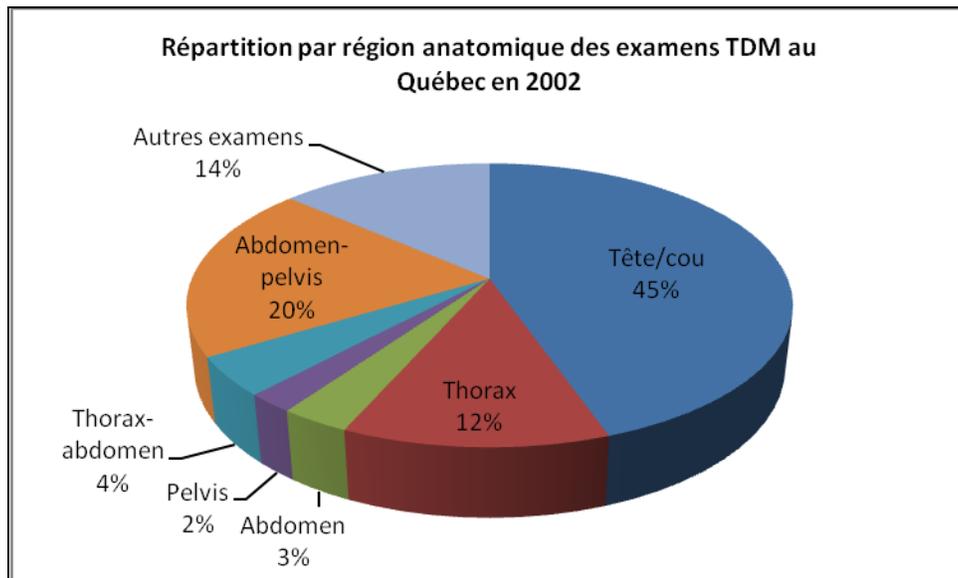
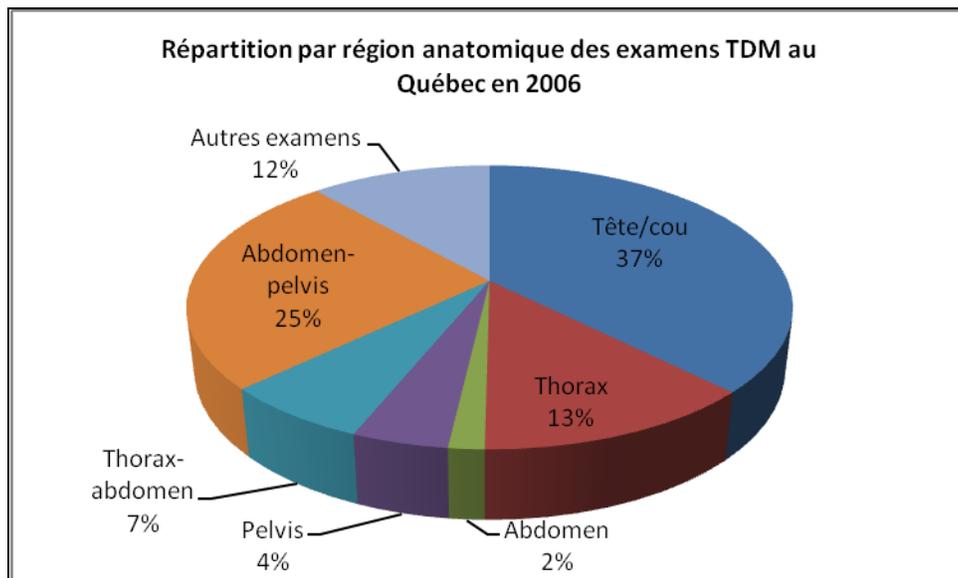


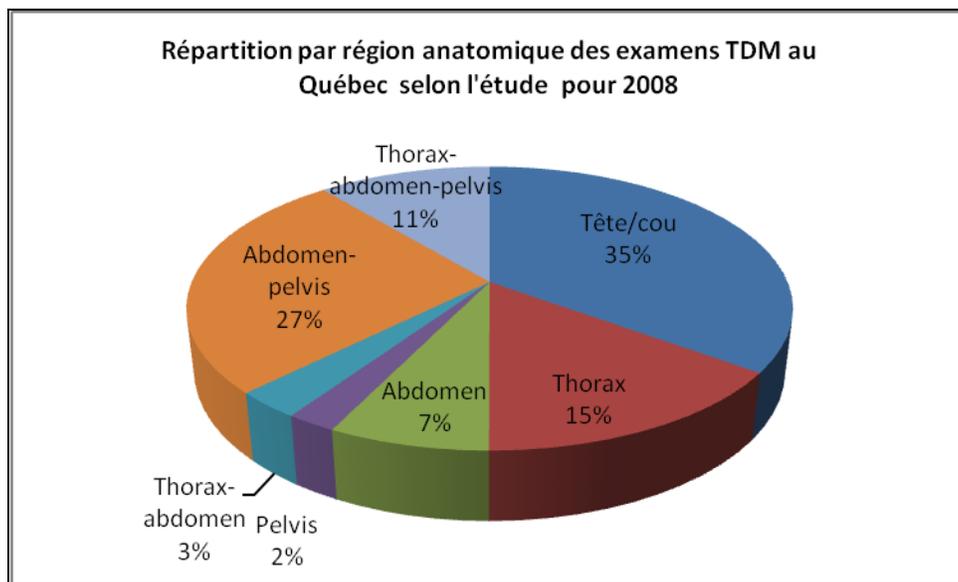
Figure 20 : Répartition par région anatomique des examens TDM au Québec en 2006



La comparaison des deux figures montre une augmentation des examens combinés entre 2002 et 2006.

La figure 21 présente, sur la base des données de l'étude, la répartition selon les diverses régions anatomiques des examens effectués en tomодensitométrie au Québec en 2008.

Figure 21 : Répartition par région anatomique des examens TDM au Québec selon l'étude, pour 2008



En 2002, la proportion des examens combinés – thorax-abdomen et abdomen-pelvis – se situait à 24 % (voir la figure 19). La figure 21 montre que la proportion de l'ensemble des examens combinés s'élève à 41 % pour l'année 2008. Elle montre aussi qu'un nouvel examen, thorax-abdomen-pelvis, s'est ajouté. En effet, on peut maintenant procéder à l'examen de ces trois régions anatomiques en une seule acquisition (passage) avec les appareils multibarrettes. Dans le cadre de l'étude, ce nouvel examen représente 11 % de l'ensemble des examens en tomодensitométrie.

Évaluation de la dose efficace moyenne

Pour évaluer la dose efficace moyenne au patient, il faut considérer l'ensemble des acquisitions (passages) auxquelles le patient a été soumis pour une région anatomique donnée.

À partir du DLP moyen des examens **standards**, la dose efficace peut être calculée à l'aide de l'équation 3 pour chaque procédure³¹. Le tableau 20 indique le DLP (mGy•cm) moyen obtenu pour chacune des procédures, selon la technologie utilisée pour des patients types (adultes dont le poids se situe entre 60 et 80 kg).

31. Une procédure peut comporter plus d'un examen (acquisition); elle comprend l'ensemble des acquisitions auxquelles le patient a été soumis pour une région anatomique donnée. De plus, une procédure tient compte des différentes séquences dans les cas d'examens avec injection.

Tableau 20 : DLP (mGy•cm) moyen par procédure pour chaque région anatomique selon la technologie

DLP (mGy•cm) MOYEN PAR PROCÉDURE POUR CHAQUE RÉGION ANATOMIQUE SELON LA TECHNOLOGIE							
Région anatomique	Tête/cou	Thorax	Abdomen	Pelvis	Thorax-abdomen	Abdomen-pelvis	Thorax-abdomen-pelvis
DLP (moyen) Monobarrette	920	380	353	349	478	600	981
DLP (moyen) Multibarrettes	1 209	432	701	522	816	766	1 181
DLP MOYEN	1 162	427	672	477	781	743	1 169

Pour l'ensemble des procédures, on remarque généralement une augmentation du DLP moyen lorsqu'un appareil multibarrettes est utilisé.

Le tableau 21 présente une comparaison entre la dose efficace (mSv) moyenne obtenue dans le cadre de l'étude pour les procédures d'examens **standards** relatives aux différentes régions anatomiques et les doses efficaces obtenues dans des études menées aux États-Unis³², au Royaume-Uni³³ et en Colombie-Britannique³⁴. Précisons ici, au sujet de l'étude québécoise, qu'une partie des doses efficaces a dû être estimée à l'aide du logiciel ImPACT³⁵, version 0.99x, qui a servi à l'évaluation des DLP.

Tableau 21 : Comparaison des doses efficaces individuelles moyennes par procédure entre les études

ÉTUDE	DOSE EFFICACE (mSv) INDIVIDUELLE MOYENNE PAR PROCÉDURE						
	Tête/cou	Thorax	Abdomen	Pelvis	Thorax-abdomen	Abdomen-pelvis	Thorax-abdomen-pelvis
NEXT 2000 (États-Unis)	2,1	9,3	9,1	6,2	Inconnu	13,7	17,9
NRPB-W67 2003 (Royaume-Uni – U.K.)	1,5	5,8	5,3	Inconnu	Inconnu	7,1	9,9
B.C. 2004 Colombie-Britannique	2,8	9,0	10,2	9,1	Inconnu	16,5	Inconnu
Québec 2008	2,6	7,6	12,3	7,8	14,0	12,7	20,3

32. Stanley H. STERN, David C. SPELIC et Richard V. KACZMAREK (2007), CRCPD Publication E-07-2, Franckfort (Kentucky), Conference of Radiation Control Program Directors, 154 p.

33. P.C. SHRIMPTON, M. A. LEWIS et M. DUNN (2005), .

34. John E. ALDRICH, Ana-Maria BILAWICH et John R. MAYO (2006), « Radiation dose to patients receiving computed tomography examinations in British Columbia », , vol. 57, n° 2, avril, p. 79-85.

35. Dans le cas où les appareils n'affichaient pas le DLP.

Selon l'analyse des données de l'étude, on compte plus d'une acquisition (passage) au cours de la même procédure pour un certain nombre de patients. Ainsi, près de 18 % des patients types ont subi des examens à multiples séquences.

Le tableau 22 présente la répartition du nombre de patients et la dose efficace moyenne estimée pour un patient type selon le nombre total d'acquisitions auxquelles il a été soumis au cours d'une procédure³⁶. Le nombre maximum d'acquisitions se rapportant à un même patient est de 7.

Tableau 22 : Dose efficace (mSv) versus nombre d'acquisitions pour un même patient

Nombre d'acquisitions	Nombre de patients	Dose efficace moyenne (mSv)
1 acquisition	2 044	8,96
2 acquisitions	383	16,58
3 acquisitions	41	41,57
4 acquisitions	23	60,60
5 acquisitions et plus	6	72,33
TOTAL	2 497	11,29

Les résultats présentés au tableau 22 démontrent clairement que la dose efficace moyenne augmente sensiblement avec le nombre d'acquisitions ; elle passe de 8,96 mSv pour 1 acquisition à 72,3 mSv pour 5 acquisitions ou plus. Dans le cadre de l'étude, la dose efficace moyenne pour l'ensemble des patients s'établit à 11,3 mSv.

5.6 DOSE COLLECTIVE

L'intérêt de la dose collective est qu'elle fournit une estimation de la dose donnée à une population exposée aux rayonnements ionisants.

Le calcul de la dose collective pour les procédures **standards** relatives aux différentes régions anatomiques permet de suivre l'évolution de cette dose au cours des années.

Pour l'année 2008, la dose collective a été calculée à partir des doses efficaces (voir le tableau 22) obtenues dans le cadre de l'étude. Aux fins de l'estimation de la dose collective pour l'année 2000, on utilise la valeur moyenne des DLP des examens effectués avec des appareils monobarrette que l'on a obtenue dans le cadre de l'étude et la répartition des examens de la RAMQ (voir le tableau 3).

36. Une _____ regroupe toutes les acquisitions (passages) auxquelles le patient a été soumis pour l'examen d'une région anatomique donnée.

Le tableau 23 présente l'évolution, entre 2000 et 2008, de la dose collective (personne • sievert) associée à la tomodensitométrie au Québec pour les procédures **standards**.

Tableau 23 : Évolution de la dose collective (personne • sievert) associée à la TDM au Québec

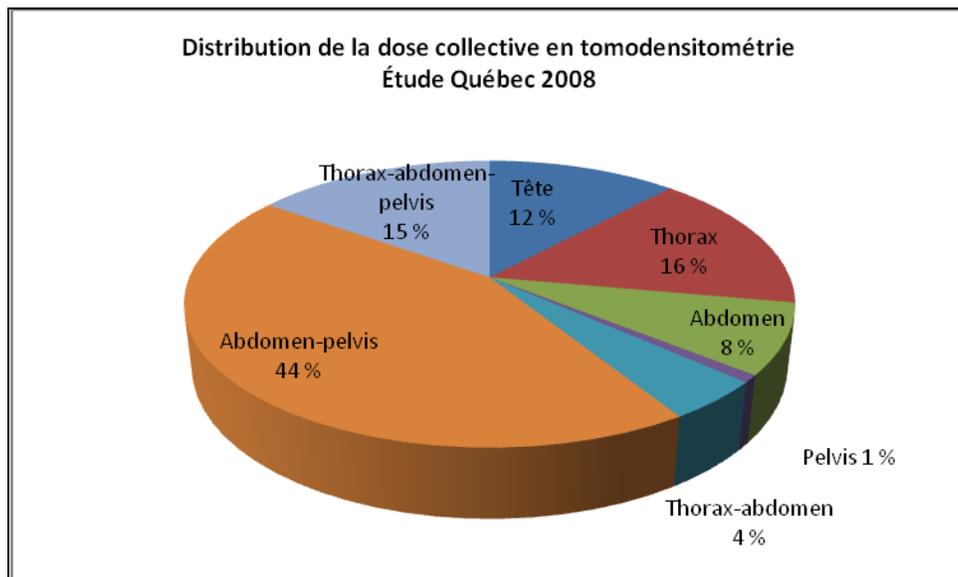
RÉGION ANATOMIQUE	Tête/cou	Thorax	Abdomen	Pelvis	Thorax-abdomen	Abdomen-pelvis	Thorax-abdomen-pelvis	Total
2000	469	417	106	64	196	1 069	S.O.	2 320
2008	860	1 138	569	58	324	3 142	1 090	7 182

Selon notre estimation, la dose collective des examens en tomodensitométrie aurait plus que triplé depuis l'année 2000.

Selon la projection des données de la RAMQ présentées dans le tableau 3 et des données de l'ICIS³⁷ pour le secteur privé, le nombre de procédures en tomodensitométrie s'élèverait à près de 900 000 pour l'année 2008 au Québec. Sur la base de ce nombre, la dose collective pour l'ensemble des patients qui subissent des examens en tomodensitométrie serait de 10 170 personnes • sieverts.

La figure 22 illustre la répartition de la dose collective en tomodensitométrie.

Figure 22 : Répartition de la dose collective en tomodensitométrie



37. Données de l'ICIS (2003-2006), [En ligne], < <http://secure.cihi.ca> >.

Selon ces données, la dose collective pour l'examen combiné abdomen-pelvis représenterait 44 % de l'ensemble de la dose collective en tomodensitométrie. On retrouve la même proportion de la dose collective totale dans l'étude états-unienne NEXT 2000 pour ce type d'examen. Les examens combinés, qui permettent l'examen de plusieurs régions anatomiques en même temps, contribuent maintenant à hauteur de 63 % de la dose collective.

On constate une forte augmentation de la dose collective depuis 2000, cette tendance peut-être attribuable aux facteurs suivants :

- l'évolution technologique des tomodensitomètres (de monobarrette à multibarrettes) ;
- l'augmentation de la dose efficace moyenne par examen observée avec la technologie multibarrettes ;
- l'augmentation du nombre d'examens combinés et de la couverture anatomique ;
- l'augmentation du nombre d'examens de tomodensitométrie au Québec.

5.7 ÉVALUATION DES RISQUES

L'évaluation porte sur les risques d'incidence de cancers associés à la tomodensitométrie au Québec par comparaison avec les résultats d'autres études traitant des risques associés aux rayonnements ionisants pour une population, notamment l'étude sur le radon au Québec³⁸. Même si les méthodes de calcul se sont raffinées au fil des ans, l'estimation du risque associé aux rayonnements ionisants pour la santé collective d'une population demeure un concept qui comporte un certain degré d'incertitude. Les effets observables peuvent ne se faire sentir qu'après une longue période de temps. Dans un autre ordre d'idées, les doses reçues par les patients qui subissent des examens de tomodensitométrie sont ponctuelles, par opposition à d'autres sources de rayonnements qui sont continues. Cependant, le concept peut s'utiliser pour évaluer la grandeur de la contribution de la tomodensitométrie comme source potentielle d'incidence de cancers parmi les autres sources de rayonnements sur la population.

Pour déterminer les facteurs de risques d'incidence de cancers, il faut considérer plusieurs paramètres :

- la région anatomique étudiée ;
- le sexe ;
- la radiosensibilité en fonction de l'âge ;
- la dose relative à l'organe ;
- le nombre d'examens par individu.

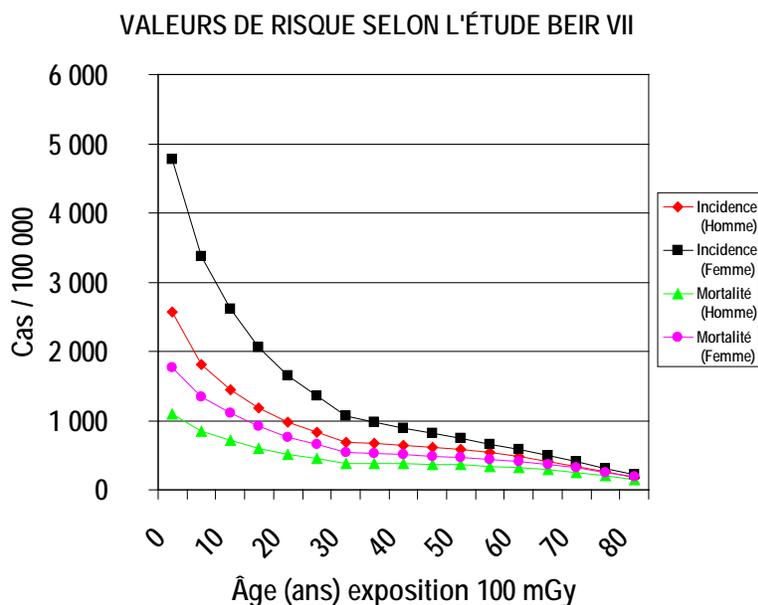
38. Jean-Claude DESSAU et autres (2005), *Évaluation des risques de cancers associés aux rayonnements ionisants*, Sainte-Foy, Institut national de santé publique du Québec, pag. variée, [En ligne], < www.santecom.qc.ca >.

En tenant compte de ces paramètres, il est possible d'estimer le nombre cas de cancers en surplus attribuables à la tomodensitométrie dans une population. La méthode de calcul utilisée dans la présente étude tient compte de l'âge et du sexe des patients ainsi que des facteurs de risque associés à la région anatomique étudiée.

À partir des données de l'étude, la dose efficace (mSv) de chaque patient a été calculée en utilisant les valeurs de conversion selon la région étudiée (voir le tableau 2). Les facteurs de risque utilisés pour tenir compte des différences de radiosensibilité des organes selon le sexe du patient sont tirés de l'étude BEIR VII³⁹.

La figure 23 présente les valeurs de risques données dans l'étude BEIR VII. Les courbes illustrent les différences entre les hommes et les femmes en ce qui a trait à l'incidence de cancers et à la mortalité par cancer en fonction de l'âge.

Figure 23 : Valeurs de risque selon l'étude BEIR VII



Pour effectuer les calculs, seulement les données concernant des patients types, c'est-à-dire des patients adultes dont le poids varie de 60 à 80 kg, ont été prises en considération. Selon les données de l'étude, la moyenne de poids de l'ensemble des patients qui subissent un examen de tomodensitométrie au Québec se situe à l'intérieur de cet intervalle. On peut donc présumer que le patient considéré comme type dans l'étude est un modèle du patient type dans la population du Québec. Au total, 45 % des patients adultes de l'étude correspondaient au profil du patient type.

39. NATIONAL RESEARCH COUNCIL OF NATIONAL ACADEMIES, COMMITTEE TO ASSESS HEALTH RISKS FROM EXPOSURE TO LOW LEVELS OF IONIZING RADIATION (2006),
 , Washington (D.C.), The National Academies Press, 424 p.

En considérant les doses observées chez ces patients types, le risque individuel d'incidence de cancers pour chacun d'eux serait en moyenne de l'ordre de 1/1 500 pour l'ensemble des procédures de routine en tomodensitométrie. Les procédures spécialisées telles que la colonoscopie virtuelle, les examens CT cardiaques, l'angiographie CT et les autres procédures d'intervention en imagerie médicale n'ont pas été prises en compte dans cette analyse.

Rappelons ici que, selon la projection des données de la RAMQ présentées dans le tableau 3 et des données de l'ICIS pour le secteur privé, le nombre de procédures en tomodensitométrie s'élèverait à près de 900 000 pour l'année 2008 au Québec. À partir de ce nombre, on estime à près de 600 le nombre de nouveaux cas de cancers qui pourraient être générés annuellement en tomodensitométrie dans la population du Québec. Ainsi, on peut présumer qu'environ 600 personnes parmi toutes celles qui subissent un examen de tomodensitométrie au Québec durant une année développeraient possiblement un cancer au cours de leur existence ; de ce nombre, près de 20 seraient des enfants. À partir des données de Statistiques Canada, la tomodensitométrie contribuerait aujourd'hui à l'apparition de 1,4 % de tous les nouveaux cancers qui seront observés dans la population du Québec au cours des prochaines années.

En utilisant la même méthode de calcul pour les données du début des années 2000, on estime que les risques de cancers associés à la tomodensitométrie étaient d'environ 150 nouveaux cas par année. Ce chiffre concorde avec l'augmentation de la dose collective qui a été observée en tomodensitométrie au cours des dernières années laquelle dose a plus que triplé depuis l'an 2000.

Les auteurs de l'étude sur le radon au Québec, évoquée un peu plus tôt, évaluaient à 430 le nombre de nouveaux cas de cancers attribuables à la présence naturelle du radon dans l'environnement. La tomodensitométrie est devenue une source importante de rayonnements ionisants depuis quelques années, à laquelle s'associent des risques d'une augmentation des cas de cancers dans la population. Elle représente, tout comme le radon, 28 % de l'ensemble des sources de rayonnements ionisants au Québec en 2008 (voir la figure 1).

Des études menées aux États-Unis démontrent une augmentation par un facteur 7 de la dose collective attribuable aux rayonnements ionisants résultant des procédures médicales depuis les années 1980⁴⁰. Dans plusieurs autres pays, des études similaires ont aussi démontré une nette augmentation des doses en tomodensitométrie depuis quelques années.

Les procédures de tomodensitométrie pourraient actuellement représenter près de 2 % de l'ensemble des incidences de cancers dans la population⁴¹. Des rapports de l'International Atomic Energy Agency établissent que les risques d'induire un cancer chez un patient qui subit

40. NCRP (à paraître), .

41. Julie Steenhuisen (2008), « U.S. study weighs lifetime risks from CT scans », Reuters Health, communiqué de presse, 3 décembre 2008.

une procédure de colonoscopie virtuelle sont estimés à 2 % et seraient de 2,5 % pour les examens CT cardiaques⁴².

L'augmentation des doses en tomodensitométrie observée au Québec concorde avec les résultats d'études menées dans plusieurs autres pays. Selon nos résultats, la dose collective attribuable aux examens de tomodensitométrie contribue de façon aussi importante que le radon en termes d'incidence de cancers.

42. IAEA – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (2008a),
Safety Reports Series n° 60, et (2008b),
Safety Reports Series n° 61, Vienne, International Atomic Energy
Agency, 19 p. et 27 p.

CONCLUSION

Au Québec, 53 % des rayonnements ionisants émis sont attribuables à l'utilisation de ceux-ci à des fins médicales, ce qui en fait la principale source. En comparaison, le radon représente 28 % de l'ensemble des sources de rayonnements ionisants auxquels est exposée la population ; des mesures correctives ont cependant été prises au cours des dernières années pour en réduire la dose reçue par la population.

L'imagerie médicale connaît une réelle transformation depuis le début des années 2000. L'imagerie numérique et les nouvelles technologies comme les multidétecteurs contribuent à améliorer la qualité des images et la précision des examens. Plusieurs départements d'imagerie médicale ont dû revoir leur champ d'application afin d'offrir à la population les nouveaux examens que permettent ces progrès technologiques. Nous avons donc assisté à l'augmentation du nombre d'appareils de nouvelle technologie, tels que les tomodensitomètres multibarrettes, pour combler les besoins en imagerie médicale sur l'ensemble du territoire québécois.

Les nouvelles possibilités qu'offre ce type d'équipement et ses avancées techniques – qui ont permis la réduction du temps d'examen et l'exploration d'une plus grande couverture anatomique ainsi que l'amélioration de la résolution et de la qualité de l'image, notamment – contribuent à faire croître la demande concernant les examens en tomodensitométrie. Toutefois, il importe de prendre tous les moyens nécessaires pour optimiser la dose de rayonnements ionisants qui est associée à ces examens.

L'étude montre que le nombre d'examens en tomodensitométrie a doublé entre 2000 et 2008 et que, pendant cette dernière année, plus de 80 % des tomodensitomètres qui ont été mis en service dans les centres du Québec sont des appareils multibarrettes. Elle montre aussi que, de façon générale, la dose de rayons X émis au cours des examens effectués avec ces appareils est supérieure à celle que produit un appareil monobarrette. En outre, la tomodensitométrie représente maintenant 52 % du total de l'exposition générée par l'ensemble des rayonnements ionisants utilisés à des fins médicales. Quant à la dose collective associée aux examens de tomodensitométrie, elle a plus que triplé durant cette même période.

Des actions peuvent être entreprises en vue de sensibiliser les utilisateurs aux doses associées aux examens en tomodensitométrie. Chaque professionnel du domaine peut y contribuer dans son champ de compétence.

Dans un rapport qu'elle a publié en février 2008, l'American Association of Physicists in Medicine (AAPM) recommande d'appliquer des normes préétablies et d'informer les utilisateurs d'appareils au sujet des moyens à prendre pour réduire les doses en tomodensitométrie (AAPM, 2008). D'autres auteurs ont proposé de sensibiliser les professionnels et d'optimiser les paramètres techniques afin de réduire les doses au moment des examens (Smith et autres, 2007 ; Kalra, 2004 ; U.S. Food and Drug Administration, 2001). De telles mesures peuvent

contribuer à des réductions allant de 30 % à 50 % selon les paramètres techniques appliqués pour un examen.

Par ailleurs, les résultats de notre étude montrent une variation importante de la dose attribuable aux examens les plus courants entre les différents centres du Québec. Un processus d'optimisation des protocoles techniques relatifs à ces examens doit être engagé le plus tôt possible si l'on veut réduire les doses inutiles reçues par les patients et ainsi minimiser les risques d'incidence de cancers dans la population.

De plus, des références dosimétriques doivent être établies pour les examens standards, comme l'ont fait plusieurs autres pays ayant mené des études similaires. Ces références, appelées niveaux de référence diagnostiques, sont reconnus comme des outils permettant d'optimiser les doses

Enfin, pour adhérer au principe ALARA () et s'harmoniser aux niveaux de référence qu'ont établis la majorité des autres pays industrialisés, des mesures incitatives visant à diminuer les doses inutiles de certains examens de tomodensitométrie doivent être proposées. Avec la mise en place de telles mesures, nous croyons que les risques de cancers attribuables à la tomodensitométrie pourraient diminuer de façon significative au cours des prochaines années. En effet, chaque effort accompli pour réduire de 10 % la dose collective attribuable à la tomodensitométrie permettrait d'éviter 60 nouveaux cas de cancers par année dans la population.

Au cours de la deuxième étape du projet en cours, l'Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec prévoit publier, à l'intention des centres, un guide d'information sur les méthodes d'optimisation des protocoles en tomodensitométrie. Avec l'appui du MSSS et avec la collaboration de l'Association des radiologistes du Québec ainsi que de l'Ordre des technologues en radiologie du Québec, nous prévoyons créer des équipes de soutien qui aideront les centres à assurer l'optimisation des protocoles d'examens.

Nous croyons qu'il est possible d'engager des actions immédiates et efficaces qui permettront de réduire les doses en tomodensitométrie et de limiter ainsi les risques associés à l'exposition aux rayonnements ionisants. Cette démarche s'inscrit dans le cadre d'une bonne pratique et du souci des professionnels de la santé de continuer à offrir des services de grande qualité à la population du Québec.

BIBLIOGRAPHIE

- AAPM – AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (2008).
Report of AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council
CT Committee, AAPM Report n° 96, College Park (Maryland), American Association of Physicists in
Medicine, vi, 28 p.
- ACR – AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY (2007). « ACR technical standard for diagnostic medical physics
performance monitoring of computed tomography (CT) equipment », Resolution 14, révisée en 2007,
p. 1151-1154.
- AECB – ATOMIC ENERGY CONTROL BOARD (1995).
Ottawa, Supply and Services
Canada, ix, 122 p.
- ALDRICH, John E., Ana-Maria BILAWICH et John R. MAYO (2006). « Radiation dose to patients receiving
computed tomography examinations in British Columbia »,
vol. 57, n° 2, avril, p. 79-85.
- BCCDC – BRITISH COLUMBIA CENTRE FOR DISEASE CONTROL (2006).
Vancouver, British Columbia Centre for Disease Control, 2 p.
- BEAUVAIS-MARCH, H., et autres (2004). « L'exposition des patients en radiodiagnostic : Bilan de l'étude
dosimétrique réalisée en 2001-2003 dans 24 services français de radiologie »,
vol. 39,
n° 4, octobre-décembre, p. 493-511.
- BEAUVAIS-MARCH, H., et autres (2003). « Niveaux de référence diagnostiques : spécificités de la démarche
française en radiologie »,
vol. 38, n° 2, avril-juin, p. 187-200.
- BERRINGTON DE GONZALEZ, Amy, et S. DARBY (2004). « Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the
UK and 14 other countries »,
vol. 363, n° 9406, janvier, p. 345-351.
- BRENNER, David J., et Eric J. HALL (2007). « Computed tomography – An increasing source of radiation
exposure »,
vol. 357, n° 22, 29 novembre, p. 2277-2284.
- BRODY, Alan S., et autres (2007). « Radiation risk to children from computed tomography »,
vol. 120, n° 3, septembre, p. 677-682.
- CLÉMENT, Julien, Laurence MARCK et Nicola HAGEMEISTER (sous la dir. de) (2008).
Montréal, Université du Québec, École de technologie supérieure, 2008, 29 p.
- CORDOLIANI, Y. S. (2002). « Chapitre II : Grandeurs et unités en radioprotection »,
vol. 42, no 3, juin, p. 248-252.
- DESSAU, Jean-Claude, et autres (2005).
Sainte-Foy, Institut national de santé publique du Québec, [En
ligne], < www.santecom.qc.ca >.
- FRANCE (2004). « Arrêté du 12 février 2004 relatif aux niveaux de référence diagnostiques en radiologie et
en médecine nucléaire »,
n° 64, 16 mars, p. 5117-5119.

- GALANSKI, M., H. D. NAGEL et G. STAMM (2006). *Handbook of CT and MRI*, [Hanovre (Allemagne)], Medizinische Hochschule Hannover, IV, 24 p. + annexes.
- GELEIJNS, J. (2006). « Quantitative assessment of selective in-plane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality », *Medical Physics*, vol. 16, n° 10, octobre, p. 2334–2340.
- GIRARD, Chantal (2007). *Statistique descriptive*, Québec, Institut de la statistique du Québec, 68 p.
- GOLDING, Stephen J. (2005). « Multi-slice computed tomography (MSCT): The dose challenge of the new revolution », *Medical Physics*, vol. 114, n° 1-3, p. 303-307.
- GRASTY, R.L., et J. R. LAMARRE (2004). « The annual effective dose from natural sources of ionising radiation in Canada », *Medical Physics*, vol. 108, n° 3, p. 215-226.
- GROUPE IMPACT (2006). *Calculs par simulation*, chiffré Excel, version 0.99x.
- HALL, E. J., et D. J. BRENNER (2008). « Cancer risks from diagnostic radiology », *Medical Physics*, vol. 81, n° 965, p. 362-378.
- IAEA – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (2008a). *International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation from Sources other than Medical and Industrial Radiography and from Accelerators*, Safety reports series n° 60, Vienne, International Atomic Energy Agency, 19 p.
- IAEA – International Atomic Energy Agency (2008b). *International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation from Sources other than Medical and Industrial Radiography and from Accelerators*, Safety reports series n° 61, Vienne, International Atomic Energy Agency, 27 p.
- ICIS – INSTITUT CANADIEN DE L'INFORMATION SUR LA SANTÉ (2008). *Canadian Council on Health, Safety and Environment*, Ottawa, Institut canadien de l'information sur la santé, XIV, 187 p., [En ligne], < <http://secure.cihi.ca> >.
- ICIS – INSTITUT CANADIEN DE L'INFORMATION SUR LA SANTÉ (2003-2006), [En ligne], < <http://secure.cihi.ca> >.
- ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (2007a). « Managing patient dose in Multi-Detector Computed Tomography, (MDCT) », *Medical Physics*, vol 37, n° 1, mars, ICRP Publication n° 102, 81 p.
- ICRP – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (2007b). « The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection », *Medical Physics*, vol. 37, n° 2-4, ICRP Publication n° 103, 330 p.
- ICRP – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (2000). « Managing patient dose in computed tomography », *Medical Physics*, vol. 30, n° 4, ICRP Publication n° 87, révisé en mars 2009, [48] p.
- ICRP – INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION (1991). « 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection », *Medical Physics*, vol. 21, n° 1-3, ICRP Publication n° 60, 201 p.

- IRSN – INSTITUT DE RADIOPROTECTION ET DE SÛRETÉ NUCLÉAIRE (2004a).
 , Clamart (France), Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire, collection « Livrets des professionnels », 28 p.
- IRSN – INSTITUT DE RADIOPROTECTION ET DE SÛRETÉ NUCLÉAIRE (2004b).
 , Clamart (France), Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire,
 [En ligne], < <http://www.irsn.org/nrd> >.
- IRSN – INSTITUT DE RADIOPROTECTION ET DE SÛRETÉ NUCLÉAIRE (2004c).
 , Clamart (France), Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire, collection « Livrets des professionnels », 20 p.
- JONES, D.G., et P.C. SHRIMPSON (1993).
 , document NRPB-SR250, Chilton (Royaume-Uni), National Radiological Protection Board.
- KALENDER, Willi A. (2006). « X-ray computed tomography », , vol. 51, p. R29-R43.
- KALRA, Mannudeep K., et autres (2004). « Strategies for CT radiation dose optimization », , vol. 230, n° 3, mars, p. 619-628.
- LEE, Christoph I., et autres (2004). « Diagnostic CT scans: Assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks », , vol. 231, n° 2, août, p. 393-398.
- LIANG, Y., et R.A. KRUGER (1996). « Dual-slice spiral versus single-slice spiral scanning: comparison of the physical performance of two computed tomography scanners », , vol. 23, n° 2, février, p. 205-220.
- MARTIN, Diego R., et Richard C. SEMELKA (2007). « Health effects of ionising radiation from diagnostic CT imaging: Consideration of alternative imaging strategies », , vol. 36, n° 6, [En ligne], < <http://www.medscape.com> >
- McCOLLOUGH, Cynthia H., Michael R. BRUESEWITZ et James M. KOFLER, Jr (2006). « CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options », , vol. 26, n° 2, mars-avril, p. 503-512.
- McCOLLOUGH, Cynthia H., et autres (2009). « Strategies for reducing radiation dose in CT », , vol 47, n° 1, 6 mars, p. 27-40.
- METTLER, Fred A., et autres (2008a). « Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog », , vol. 248, n° 1, juillet, p. 254-263.
- METTLER, Fred A., et autres (2008b). « Medical radiation exposure in the U.S. in 2006: Preliminary results », , vol. 95, n° 5, novembre, p. 502-507.
- METTLER, Fred A., et autres (2000). « CT scanning: patterns of use and dose », , vol. 20, n° 4, décembre, p. 353-359.
- MOSS, M., et D. McLEAN (2006). « Paediatric and adult computed tomography practice and patient dose in Australia », , vol. 50, n° 1, février, p. 33-40.

NATIONAL RESEARCH COUNCIL OF NATIONAL ACADEMIES, COMMITTEE TO ASSESS HEALTH RISKS FROM EXPOSURE TO LOW LEVELS OF IONIZING RADIATION (2006).

, Washington (D.C.), The National Academies Press, 424 p.

NCRP – NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS (à paraître).

, Report n° 160, Communiqué du 3 mars 2009, Bethesda (Maryland), National Council on Radiation Protection and Measurements.

NHS – NATIONAL HEALTH SERVICE (2007).

, Diagnostic imaging update report, CEP 07030, [Londres], Centre for Evidence-based Purchasing, Purchasing and Supply Agency, National Health Service, 19 p.

NICKOLOFF, Edward L., et Philip O. ALDERSON (2001). « Radiation exposures to patients from CT: Reality, Public perception, and Policy », , vol. 177, n° 2, août, p. 285-287.

ORGANISATION DES NATIONS UNIES (2000),

, document officiel de l'Assemblée générale, 56^e session, supplément n° 46 (A/55/46), New York, Organisation des Nations unies, 5 p.

SANTÉ CANADA (2008).

, s. l., Santé Canada, 94 p.

SGDN – SOCIÉTÉ DE GESTION DES DÉCHETS NUCLÉAIRES (Étude 2002-2005).

, feuillet d'information, Toronto, Société de gestion des déchets nucléaires, 2 p.

SHANNOUN, Ferid, et autres (2006). « Medical exposure of the population from diagnostic use of ionizing radiation in Luxembourg between 1994 and 2002 », , vol. 91, n° 2, août, p. 154-162.

SHRIMPTON, P. C., S EDYVEAN (1998).

, vol. 71, janvier, p. 1-3.

SHRIMPTON, P. C., M. A. LEWIS et M. DUNN (2005).

, document NRPB-W67, Chilton (Royaume-Uni), National Radiological Protection Board, 103 p.

SMITH, A.B., et autres (2007). « Radiation dose-reduction strategies for neuroradiology CT protocols », , vol. 28, n° 9, octobre, p. 1628-1632.

STAMM, G. (2007). « Collective radiation dose from MDCT: Critical review of surveys studies », dans Denis Tack et Pierre Alain Gevenois (sous la dir. de),

, chapitre 5, [Berlin], Springer, p. 81-97.

STEENHUYSEN, Julie (2008). « U.S. study weighs lifetime risks from CT scans », , communiqué

de presse, 3 décembre.

STERN, Stanley H., David C. SPÉLIC et Richard V. KACZMAREK (2007).

, CRCPD Publication E-07-2, Franckfort (Kentucky), Conference of Radiation Control Program Directors, 154 p.

TALBOT, Antoine (2008).

, rapport DRPH n°2008-02, Fontenay-aux-Roses (France), Direction de la radioprotection de l'homme, Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire, 126 p.

UNSCEAR – UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION (2000).

, Report to the General Assembly, New York, United Nations, 2 vol., vol. I : , 17 p. + 5 annexes scientifiques, vol. II : , 17 p. + 5 annexes scientifiques.

UNSCEAR – UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION (2006).

, Report to General Assembly, New York, United Nations, vol. I, 11p. + 2 annexes scientifiques, (vol. II à paraître).

U.S. FOOD AND DRUG ADMINISTRATION (2001).

, 2 novembre, mise à jour du 5 novembre 2001, [Rockville (Maryland)], Center for Devices and Radiological Health, Department of Health and Human Services, U.S. Food and Drug Administration, s. p., [En ligne], < <http://www.fda.gov/cdrh/safety/110201-ct.html> >.

VAN DER MOLEN, Aart J., et Jacob GELEIJNS (2007). « Overranging in Multisection CT: Quantification and relative contribution to dose-comparison of four 16-section CT scanners », , vol. 242, n° 1, janvier, p. 208-216.

VERDUN, Francis R., et autres (2008). « CT radiation dose in children: a survey to establish age-based diagnostic reference levels in Switzerland », , vol. 18, n° 6, juin, p. 1980-1986.

VOLLMAR, Sabrina V., et Willi A. KALENDER (2008). « Reduction of dose to the female breast in thoracic CT: a comparison of standard-protocol, bismuth shielded, partial and tube-current-modulated CT examinations », , vol. 18, n° 8, août, p. 1674-1682.

SITES WEB CONSULTÉS

www.acr.org

www.cancer.ca

www.ecosante.fr

www.ecri.org

www.edpsciences.org/radiopro

www.iaea.org

www.icrp.org

www.impactscan.org

www.irsn.org

<http://www.mdct.net/mdct/eng/literature/TechnicConsid/radiation/year2007>

www.msss.gouv.qc.ca/statistiques

<http://NCRPpublications.org>

<http://radiographics.rsna.org>

www.santecom.qc.ca

<http://secure.cihi.ca>

www.unscear.org

www.who.int

ANNEXES

Documents transmis aux centres de tomodensitométrie du Québec au moment de l'étude (mars 2008) :

- Cahier des consignes aux technologues
- Formulaires

Voir les pièces jointes



**Association
des physiciens et ingénieurs
biomédicaux du Québec**