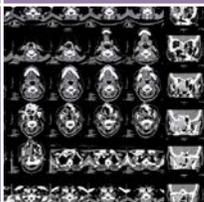


2020

Tomodensitométrie

Avis de radioprotection



Ordre des technologues
en imagerie médicale,
en radio-oncologie et en
électrophysiologie médicale
du Québec

Notes : Un trait vertical placé dans la marge du paragraphe ou du texte indique l'emplacement où une modification a été apportée au document.

INTRODUCTION

L'avis de radioprotection qui suit a pour objectif principal d'aider les technologues dans leur pratique en faisant ressortir une série d'éléments spécifiques ayant une influence déterminante sur le déroulement de l'examen de TDM et sur la dose transmise aux patients.

Dans cet avis, les termes « doit » ou « doivent » sont utilisés pour indiquer aux technologues qu'il s'agit d'une exigence essentielle qui doit être appliquée ou maîtrisée afin de satisfaire aux normes de pratique et de radioprotection reconnues.

Il faut aussi insister sur le fait que les technologues doivent s'impliquer dans un processus continu d'optimisation des protocoles conduisant à une réduction de doses pour les patients.

ÉTAT DE SITUATION

L'utilisation du rayonnement ionisant est sans cesse grandissante dans les procédures diagnostiques, et ce, malgré l'évolution technologique et les performances des nouveaux appareils. Le recours aux rayonnements ionisants à des fins diagnostiques est devenu la principale source d'irradiation, tant sur le plan individuel que collectif. On constate de plus en plus que le milieu médical utilise la TDM comme examen de référence pour le dépistage de certaines maladies chez les patients asymptomatiques et pour le suivi de traitements en sachant très bien que cette modalité est plus irradiante que bien des examens d'imagerie diagnostique.

Au cours des dernières années, les personnes directement impliquées en TDM ont été en mesure de constater les efforts déployés afin d'optimiser les protocoles d'examens et ainsi, diminuer les doses transmises aux patients. L'implication des technologues et des radiologistes ainsi que la collaboration des fabricants auront contribué à améliorer les façons de faire et limiter les doses transmises aux patients à des niveaux acceptables.

L'amélioration des performances des appareils de TDM, des systèmes de modulation du mA et des algorithmes de reconstruction sont actuellement à l'avant-plan des avancées observées dans les réductions de doses en TDM. Toutefois, plusieurs examens de TDM couvrent maintenant plusieurs régions anatomiques combinées (ex. : thorax-abdomen-pelvis) et, de plus en plus d'examens sont réalisés sans et avec contraste. Il est donc essentiel que les technologues utilisent des protocoles à faibles doses chaque fois que l'examen demandé le permet.

Selon la Régie de l'Assurance Maladie du Québec (RAMQ)¹, les examens de TDM représentaient 26 % des activités radiodiagnostiques en 2017. Selon l'Institut Canadien d'Information sur la Santé (ICIS), l'imagerie médicale est devenue essentielle à la prestation de soins et de traitements médicaux au Canada. En 2017², les Canadiens ont passé 5,61 millions d'examens de TDM dont 24 % de ce nombre ont été effectués au Québec.

¹ RÉGIE DE L'ASSURANCE MALADIE DU QUÉBEC, Tableau SM.22 : *Nombre et coût des services médicaux selon le type de service, le mode de rémunération, la catégorie de médecins et le groupe de spécialités*, 2017

² INSTITUT CANADIEN D'INFORMATION SUR LA SANTÉ, *Inventaire canadien d'imagerie médicale 2017*

Depuis 1988, la dose collective provenant de l'imagerie médicale a doublé en raison d'une plus grande utilisation d'examen de TDM, principalement dans les pays développés, avec une tendance vers un accroissement pour le reste du monde. L'exposition médicale demeure la source artificielle de loin la plus importante et continue d'augmenter de manière significative. La distribution des expositions médicales est inégale selon les pays et les régions. Ainsi, 24 % de la population mondiale reçoit les deux tiers de tous les examens diagnostiques, 90 % de l'ensemble des procédures de médecine nucléaire et 70 % de tous les traitements de radiothérapie³.

Dans ce contexte, les responsabilités des technologues exerçant en TDM sont importantes. Ils doivent maintenir leurs compétences à jour tout en demeurant à l'affût des améliorations techniques et technologiques afin de maintenir les doses aux patients à des niveaux acceptables.

OPTIMISATION DES DOSES EN TDM

Selon CIPR-103⁴, le processus d'optimisation doit permettre de garantir que les expositions sont maintenues aussi faibles qu'il est raisonnablement possible, compte tenu des facteurs socio-économiques et de la qualité d'image requise.

L'utilisation optimale de la TDM nécessite de recourir à un compromis entre la dose transmise et la qualité d'image. En conséquence, les paramètres qui les influencent doivent être adaptés au patient et à la situation clinique. De plus, l'utilisation de protocoles spécifiques pour la clientèle pédiatrique est essentielle.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Collaborer à l'optimisation des doses transmises aux patients;
- Prioriser l'utilisation de protocoles à faibles doses lorsque l'examen le permet.

CORPULENCE DU PATIENT (MORPHOTYPE)

La dimension et la densité des patients sont très variables d'un individu à l'autre. Parfois, certains protocoles sont élaborés en fonction de la corpulence du patient (ex. : petit, moyen, gros). Lorsque c'est le cas, il est essentiel d'évaluer avec le plus de précision possible le morphotype du patient afin de sélectionner et d'appliquer le protocole d'examen approprié selon les capacités de l'appareil dans le but de limiter les doses au patient. Pour évaluer adéquatement la dimension du patient, on obtient de bons résultats en considérant l'indice de masse corporelle (IMC)⁵ du patient d'une part et d'autre part, le diamètre latéral du patient. L'IMC est calculé à l'aide de la formule suivante :

$$IMC = \frac{\text{poids en kilogrammes}}{(\text{taille en mètres})^2}$$

³ Ferid SHANNOUN, *UNSCEAR's Global Medical Exposure Surveys : A practical demonstration of the new online data collection platform*, 2015

⁴ COMMISSION INTERNATIONALE DE PROTECTION RADIOLOGIQUE, *Recommandations 2007 de la Commission internationale de protection radiologique*, Publication 103 de la CIPR

⁵ SANTÉ CANADA, *Le nomogramme de l'indice de masse corporelle (IMC)*

Voici un tableau qui fait état d'une combinaison acceptable afin de déterminer avec une certaine précision, la dimension du patient :

MORPHOTYPE	IMC	DIAMÈTRE LATÉRAL
Petit	< 18,5	< 27 cm
Moyen	> 18,5 < 25	> 27 < 37 cm
Gros	> 25,0 < 30	> 37 < 42 cm
Très gros	> 30 < 35	> 42 cm
Obèse	> 35	

Exemple : Un patient dont le poids correspond à 73 kg (161 lb) et mesurant 1,76 m (5'8") aura un IMC de 23,6, un diamètre latéral (antéro-postérieur) de 32 cm et sera considéré comme MOYEN (selon le tableau qui précède) pour le protocole de TDM.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Considérer l'IMC et le diamètre latéral du patient afin de déterminer la dimension (morphotype) avec plus de précision pour l'examen qui suivra.

CENTRAGE DU PATIENT EN TDM

Un centrage adéquat à l'isocentre⁶ permet de maintenir une qualité d'image satisfaisante tout en limitant la dose. Le patient doit être bien aligné autant longitudinalement que transversalement afin d'obtenir des résultats adéquats.

En TDM, la distance foyer-détecteurs (DFD) est fixe et diffère d'un fabricant à l'autre. Un décalage en hauteur ou en largeur par rapport à l'isocentre rapprochera le patient du tube à rayons X, et selon le système utilisé, une augmentation du bruit sur l'image sera produit. Le système de modulation du mA augmentera les valeurs de mA (augmentation de la dose) afin de compenser l'augmentation du bruit causé par le mauvais centrage effectué par le technologue. Par conséquent, un mauvais centrage occasionne une augmentation de la dose au patient.

À cet effet, des essais cliniques⁷ ont démontré qu'un centrage inadéquat d'environ 4 cm en antéro-postérieur provoquait une augmentation du bruit de 30 % sur l'image et une élévation compensatoire du mA modulé de 65 %, alors qu'un décentrage antéro-postérieur d'environ 6 cm du patient provoquait une augmentation du bruit de 40 % sur l'image et une augmentation compensatoire du mA modulé de 100 %.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Positionner le patient à l'isocentre avant d'effectuer l'image de localisation afin d'assurer une modulation du courant plus efficace et une meilleure résolution de contraste.

⁶ Touko KAASALAINEN et autres, *Effect of Patient Centering on Patient Dose and Image Noise in Chest CT*, 2014

⁷ Jianhai LI et autres, *Automatic Patient Centering for MDCT : Effect on Radiation Dose*, 2007

IMAGE DE LOCALISATION

L'image de localisation constitue ni plus ni moins la pierre angulaire de la réussite des examens de TDM, surtout quand ils sont réalisés en modulation de mA.

L'image de localisation permettra de générer les informations nécessaires à l'application du protocole d'examen sélectionné. Il s'agit notamment des éléments suivants :

- La localisation des coupes;
- Les différents mA qui seront modulés selon la région examinée durant l'acquisition;
- La position et l'épaisseur de coupe;
- La hauteur de la table;
- La tension (kVp);
- L'espace entre les coupes;
- L'inclinaison du statif;
- L'orientation du tube;
- Le filtre utilisé;
- La position du patient;
- L'indice de bruit;
- L'algorithme de reconstruction.

Compte tenu de son importance dans la réalisation des images qui suivront lors de l'acquisition, l'image de localisation doit être effectuée avec beaucoup d'attention de la part des technologues.

Selon l'examen à effectuer, l'image de localisation peut être réalisée en AP avec le tube à 0° au-dessus de la table ainsi qu'à 90 ou 270° de profil droit ou gauche, selon le cas.

L'image de localisation doit être réalisée en AP avec le tube à 0° au-dessus de la table. Lorsque la modulation de mA est utilisée, il est primordial d'effectuer l'image de localisation de face en AP à 0° au-dessus de la table pour des raisons géométriques (oval ratio). En effet, lorsque l'image de localisation est réalisée de face en PA avec le tube sous la table à 180°, les informations transmises au système de modulation du mA pour l'acquisition feront en sorte que la dose sera augmentée de 34 à 60 %⁸. De plus, lorsque deux images de localisation sont recommandées par le fabricant, celles-ci doivent être effectuées selon la séquence appropriée.

En pratique courante, la longueur de l'image de localisation pour un examen de la tête est habituellement de 200 mm, 400 mm pour l'examen du thorax et 500 mm pour l'examen du thorax-abdomen.

⁸ Michael MCNITT-GRAY, *Tube Current Modulation Approaches: Overview, Practical Issues and Potential Pitfalls*, 2011

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Réaliser l'image de localisation avec un maximum d'attention;
- S'assurer que l'image de localisation est suffisamment longue pour inclure toute la région déterminée selon le protocole;
- Reprendre l'image de localisation lorsque le patient est mal positionné ou mal aligné;
- Reprendre l'image de localisation lorsqu'elle ne couvre pas la longueur prévue de l'acquisition;
- Respecter les directives du fabricant pour le nombre, l'orientation et la séquence des images de localisation à réaliser lorsque le système de modulation du mA est en fonction;
- Positionner le tube à RX au-dessus de la table à 0° afin de minimiser la dose déterminée en modulation de mA, et ce, pour des raisons géométriques;
- Réaliser une seule image de localisation dans le plan approprié pour tous les examens de TDM effectués sans modulation du mA;
- Adapter les paramètres techniques (kVp et mA) utilisés pour l'image de localisation afin de réduire l'exposition au patient tout en respectant les limites d'utilisation de l'appareil.

TENSION (KVp)

Les valeurs de kVp utilisables sur un appareil de TDM sont très limitées. Dépendant du fabricant, certaines valeurs seulement sont disponibles (ex. : 80, 90, 100, 120, 135, 140 kVp). Le kVp idéal en TDM correspond à 120.

Pour 135 ou 140 kVp, la tendance est de les utiliser avec beaucoup de parcimonie. Toutefois, en DECT (Dual Energy Computed Tomography)^{9, 10, 11} et dépendant des systèmes, un jumelage de 80 et 140 kVp ou 100 et 140 kVp est utilisé pour obtenir de bons résultats de densités.

Concernant les examens C+ du thorax et de l'abdomen pour un petit patient adulte, il est préférable d'utiliser 100 kVp afin de réduire la dose transmise au patient. Il faut se rappeler que le débit de photons transmis au patient et l'énergie du faisceau sont déterminés par la tension (kVp). Ceci a un impact exponentiel sur la dose transmise au patient. Par exemple, une diminution de 120 à 100 kVp procurera une diminution de dose d'environ 37 % $[(100/120)^{2,5} = 0,63 \text{ ou } -37 \%^{12}$.

L'utilisation du 100 kVp permet de diminuer la quantité de substance de contraste habituellement injectée compte tenu de sa forte densité.

⁹ William P. SHUMAN, *Dual Energy CT and Patient Dose*, 2012

¹⁰ Sahani DUSHYANT, *Dual-Energy CT : The Technological Approches*, 2012

¹¹ William P. SHUMAN, *Dual Energy Workflow*, 2012

¹² K. GRANT et B. SCHMIDT, *Care kV – Automated Dose-Optimization Selection of X-ray Tube Voltage*

Dans le cadre d'une implication constante pour la réduction des doses en TDM, des fabricants ont développé un outil qui, suite à l'image de localisation et en modulation de mA, détermine automatiquement un kVp optimal^{12,13}. L'outil utilise des renseignements recueillis à partir de l'image de localisation pour ajuster le kVp et le mAs afin que l'indice de bruit sélectionné soit maintenu tout au long de l'acquisition pour une qualité d'image optimale et une dose au patient réduite.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- S'assurer que tous les kVp sont calibrés et utilisables pour la réalisation des protocoles d'examen lors du réchauffement de l'appareil;
- Favoriser l'utilisation du 100 kVp pour les examens à haut contraste effectués sur des petits patients adultes;
- Favoriser et utiliser adéquatement les outils technologiques dont dispose l'appareil pour réduire les doses aux patients et améliorer la qualité de l'image.

COURANT DU TUBE (MA) – MODULATION DU MA – INDICES DE BRUIT

Au niveau de l'appareil, le système de modulation^{14,15} du courant offert par le fabricant a la particularité de maintenir tout au long de l'acquisition, un niveau de bruit présélectionné par le technologue dans le protocole d'examen utilisé. Le système de modulation du courant adapte le mA selon l'atténuation de la région du corps examinée en augmentant ou en diminuant le mA selon les différentes zones d'atténuation rencontrées, tout en maintenant une image de qualité avec réduction de dose appréciable.

Suite à l'image de localisation et avant l'acquisition, les technologues devront, selon le système de modulation du mA utilisé, déterminer au préalable une valeur de mA minimale et une valeur de mA maximale. Si l'image de localisation a été réalisée adéquatement, le système transmettra une rétroaction continue afin que le mA soit modulé à différents angles afin de s'adapter à la morphologie du patient ou de l'organe concerné. L'appareil considérera ces valeurs à l'intérieur desquelles il modulera le mA afin de présenter des images conformes au niveau de qualité recherchée selon l'indice de bruit déterminé dans le protocole.

Si la valeur de mA minimale est trop élevée ou trop basse pour le mA maximal, le système n'aura pas la possibilité de moduler le mA de façon efficace puisqu'il risque d'être limité dans ses actions.

En TDM, les indices de bruit sont particuliers à chacun des fabricants :

- **General Electric (GE) - Noise Index (NI)**
 - Lorsque le NI est faible, la dose et la qualité d'image sont élevées;
 - Lorsque le NI est élevé, la dose et la qualité d'image sont faibles.

¹³ SIEMENS, *Guide to Right Dose, CARE kV Automated Dose-Optimized Selection of the X-Ray Tube Voltage*, p. 71

¹⁴ Marilyn J. SIEGEL, *Lowering the dose: mA and kVp*, 2012

¹⁵ William P. SHUMAN, *Lowering the dose: Five easy tricks*, 2012

- **Toshiba (Canon) - Standard Deviation (SD)**
 - Lorsque le SD est faible, la dose et la qualité d'image sont élevées;
 - Lorsque le SD est élevé, la dose et la qualité d'image sont faibles.
- **Siemens - Valeur de mAs de référence qualité**
 - Lorsque la valeur de mAs de référence qualité est faible, la dose et la qualité d'image sont faibles;
 - Lorsque la valeur de mAs de référence qualité est élevée, la dose et la qualité d'image sont élevées.
- **Philips - Valeur de mAs/slice**
 - Lorsque la valeur de mAs/slice est faible, la dose et la qualité d'image sont faibles;
 - Lorsque la valeur de mAs/slice est élevée, la dose et la qualité d'image sont élevées.

En modulation de mA, il est important pour les technologues de se rappeler qu'il ne peut y avoir de réduction de dose s'il n'y a pas de modification à l'indice de bruit au préalable dans le protocole avant de débiter l'examen.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Prioriser l'utilisation de la modulation de mA de préférence aux protocoles à mA fixe pour les examens de TDM du thorax, de l'abdomen et du pelvis chez l'adulte;
- S'assurer que la modulation du mA fonctionne adéquatement en vérifiant régulièrement les valeurs de mAs sur les images produites (ex. : courbe des mA, table des mA);
- Sélectionner la valeur appropriée de l'indice de bruit pour la réalisation de l'examen de TDM ainsi que les valeurs de mA minimales et mA maximales lorsque requises par le système de modulation en fonction.

INDICATEURS DE DOSE

Le CTDIvol est une valeur estimée qui exprime la dose transmise au patient pour chaque rotation du tube selon le volume irradié. La valeur du CTDIvol tient compte du chevauchement ou de l'espacement des coupes effectuées selon le pitch d'acquisition.

Cette valeur de dose en mGy est basée sur des mesures préalablement effectuées par le fabricant sur des fantômes de polyméthylmétacrylate (PMMA) de 16 et 32 cm de diamètre. Chez l'adulte, le fantôme de 16 cm est utilisé afin de déterminer des valeurs de doses relatives à la tête (Head 16 ou S ou Small) et celui de 32 cm pour les valeurs relatives au corps (Body 32 ou L ou Large). Il est à noter que les valeurs de CTDIvol ne sont pas cumulatives; elles ne s'additionnent pas les unes aux autres pour un examen comportant plus d'une acquisition.

Selon une étude¹⁶ de l'American Association of Physicists in Medicine (AAPM), les valeurs CTDI_{vol} indiquées sur la console de l'appareil ou dans le rapport de dose peuvent être inférieures (jusqu'à 2,5 fois) aux valeurs réelles transmises pour les enfants et les petits patients ayant un diamètre effectif inférieur à celui du fantôme utilisé en référence par le fabricant.

Le produit de dose longueur (PDL) en mGy.cm rend compte de la dose transmise en fonction du volume exploré lors d'une acquisition.

En théorie, le PDL peut être calculé à l'aide de la formule suivante :

$$PDL = CTDI_{vol} \times \text{Longueur d'exploration en cm}$$

Exemple : TDM abdomino-pelvien C+ :

$$CTDI_{vol} (10,46 \text{ mGy}) \times \text{Longueur de l'exploration (42 cm)} = 439,32 \text{ mGy.cm}$$

En réalité, le fabricant ajoute à la valeur du PDL, les doses transmises au patient qui proviennent de l'image de localisation et aussi de l'irradiation provenant de l'*overscanning*; c'est à dire que l'appareil commence l'exposition plus tôt et finit son acquisition plus tard. Cette façon de procéder est prérequis au système pour lui permettre l'interpolation des données à acquérir pour l'examen. Donc, la valeur de dose du PDL sera plus élevée que celle calculée en théorie, mais elle reflète mieux la dose globale que le patient a effectivement reçue.

Exemple : PDL incluant les doses pour l'image de localisation et l'*overscanning* = 439,32 mGy.cm + (5 mGy.cm + 31,38 mGy.cm) = 475,7 mGy.cm. C'est donc cette valeur ajustée de PDL en mGy.cm qui apparaîtra dans le rapport de dose pour cet examen.

Les niveaux de références diagnostiques (NRD) recommandés par le Centre d'expertise clinique en radioprotection (CECR) constituent une bonne indication à suivre pour l'optimisation des protocoles. Les valeurs NRD correspondent à des valeurs PDL (mGy.cm) obtenues dans 75% des pratiques. Par exemple, pour les examens de la tête incluant la fosse postérieure, il est important de ne pas dépasser une moyenne de 60 mGy pour le CTDI_{vol}.

Afin d'établir la valeur du risque radiobiologique associé à l'irradiation d'un examen de TDM, la valeur de dose efficace (E) est déterminée en mSv. Des facteurs de conversion appelés coefficients EPDL permettent d'estimer la valeur de dose efficace pour chaque examen, en multipliant le PDL de l'examen par le coefficient EPDL de la région irradiée. En considérant la valeur de PDL obtenue précédemment pour un examen abdomino-pelvien (475,7 mGy.cm), on la multiplie par le coefficient EPDL correspondant à la région irradiée (abdomen-pelvis pour un homme) : 0,0147. Ainsi :

$$PDL \times EPDL = 475,7 \text{ mGy.cm} \times 0,0147 = 6,99 \text{ mSv}$$

¹⁶ AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, *Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Paediatric and Adult Body CT Examinations : Report of AAPM Task Group 204*, 2011

Comparé au risque d'un examen radiographique des poumons qui procure une dose efficace de 0,05 mSv, l'examen de TDM considéré précédemment établit le risque (6,99 mSv/0,05mSv) à l'équivalent de 140 radiographies des poumons ou à 6,99 mSv/20 mSv = + 0,35 possibilité/1 000 de développer un cancer radio-induit mortel sur la vie entière dû à cet examen de TDM abdomino-pelvien.

À titre de référence, voici la liste des coefficients EPDL adultes établis par l'Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec (APIBQ) ¹⁷ :

RÉGION ANATOMIQUE	COEFFICIENTS E _{PDL} ADULTES	
	HOMME	FEMME
Tête	0,0022	0,0022
Cou	0,0022	0,0022
Thorax	0,0177	0,0177
Abdomen	0,0181	0,0185
Pelvis	0,0128	0,0200
Abdomen et pelvis	0,0147	0,0195
Thorax-Abdomen-Pelvis	0,0159	0,0188

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Prendre connaissance des valeurs de CTDIvol et PDL projetées suite à l'image de localisation afin de procéder s'il y a lieu à des modifications au protocole d'examen avant l'acquisition;
- S'assurer que les valeurs CTDIvol (mGy), PDL (mGy.cm) et le rapport de dose complet sont :
 - Disponibles au technologue qui réalise l'examen de TDM;
 - Affichées sur la console de l'appareil de TDM;
 - Transmises et conservées dans le PACS avec les images reconstruites;
- Éviter de transmettre directement au patient les valeurs de doses (CTDIvol et PDL) provenant du rapport de dose sans consultation préalable avec le médecin spécialiste ou le médecin traitant.

ACQUISITIONS

Le nombre d'acquisitions effectuées (ex. : C-, C+, post-injection) contribue à augmenter la dose transmise au patient de façon importante. Il faut s'assurer avec le médecin spécialiste que toutes les acquisitions sont nécessaires compte tenu de l'état du patient et de la pathologie recherchée.

Il peut arriver également lors de l'acquisition de deux régions consécutives que le patient soit irradié deux fois dans une même région (ex : thorax + abdomen-pelvis) créant ainsi une zone de chevauchement entre la portion inférieure du thorax et la partie supérieure de l'abdomen. Dans ce cas, il faudra s'assurer que la zone de chevauchement est réduite au maximum à l'irradiation.

Il se peut que des messages d'erreur apparaissent directement sur la console d'examen. Lorsque c'est le cas, le technologue doit prendre connaissance du message d'erreur

¹⁷ ASSOCIATION DES PHYSICIENS ET INGÉNIEURS BIOMÉDICAUX DU QUÉBEC, *Étude des doses en tomodensitométrie : rapport d'étude, première partie, analyse des examens courants*, 2008

avant de procéder à l'acquisition et agir en conséquence, puisque ce message peut avoir une influence sur le bon déroulement de l'examen. Il est approprié de régler avant toute chose le problème indiqué par l'appareil, de prendre note du message d'erreur, de l'indiquer dans un registre à cet effet et prendre les mesures nécessaires auprès du technicien de service afin que soit réglé le problème, s'il y a lieu.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Respecter les protocoles établis en effectuant uniquement les acquisitions nécessaires;
- S'assurer que la zone de chevauchement entre deux régions consécutives faisant partie de deux acquisitions successives est réduite au maximum;
- Surveiller les messages d'erreur émis par l'appareil et agir en conséquence.

PITCH D'ACQUISITION

Le pitch d'acquisition a beaucoup moins d'importance qu'auparavant. Actuellement, quel que soit le pitch d'acquisition utilisé, le tube module l'intensité (mA) de manière à donner au volume, la dose nécessaire selon l'épaisseur de coupe déterminée à l'acquisition. Donc, le pitch d'acquisition n'influence que la rapidité avec laquelle on souhaite donner la dose au volume. Par exemple, pour un examen de TDM thoracique, un pitch de 1,1 prendra 2 fois moins de temps d'acquisition qu'un pitch de 0,55. Cette façon de procéder est très utile lorsqu'il s'agit de patients agités, polytraumatisés ou pédiatriques.

Toutefois, avec un pitch d'acquisition élevé (ex. : 1,1), la dose est donnée rapidement au volume avec une bonne résolution temporelle, mais nécessite une puissance élevée du tube. Comme le CTDI_{vol} correspond à la dose transmise pour une rotation complète du tube en considérant le pitch d'acquisition, il faut s'attendre à ce que la valeur du CTDI_{vol} pour l'examen augmente de façon à ce que tous les détecteurs reçoivent la dose nécessaire afin de maintenir le niveau de qualité recherché.

Lorsque le pitch est plus faible (ex. : 0,55), la dose est donnée de manière plus lente au volume (temps d'acquisition augmente) et ainsi, les détecteurs ont le temps de recevoir toute la dose nécessaire afin que les profils de coupes soient de meilleure qualité et permettent une compensation des limites de puissance de l'appareil.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Sélectionner un pitch d'acquisition compatible avec la qualité des images recherchée et le temps d'acquisition approprié selon l'examen à réaliser et la condition du patient.

LONGUEUR D'EXPLORATION (COUVERTURE)

La longueur d'exploration concerne l'acquisition dans l'axe Z et correspond à l'endroit où débute l'irradiation initiale et se termine à la fin de l'irradiation prévue dans le protocole d'examen. La longueur d'exploration dans l'axe Z doit être limitée uniquement à la zone étudiée ou celle déterminée par l'équipe de radiologistes.

Une réduction appréciable de la dose au patient (PDL), correspondant entre 3 et 5 % par centimètre éliminé de l'exploration, est possible en respectant les longueurs d'exploration déterminées dans le protocole.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Respecter et appliquer les longueurs d'exploration prévues selon les protocoles déterminés par l'équipe de radiologistes;
- S'assurer de ne pas dépasser la couverture de l'image de localisation lors de l'acquisition en modulation du mA afin de ne pas diminuer la qualité de l'image ou favoriser une variation de dose non prévue dans la zone de dépassement.

RADIOPROTECTION DU PATIENT EN TDM**1. Faire vider la vessie du patient**

Lorsqu'il n'y a pas de préjudice pour le patient, il est indiqué de faire vider la vessie du patient avant un examen de TDM de la région pelvienne incluant la région lombaire basse,¹⁸ et ce, pour les motifs suivants :

- Réduction du rayonnement diffusé pouvant être facilement absorbé par les organes situés à proximité de la vessie ;
- Réduction de dose transmise lors de l'utilisation du système automatique d'exposition (SAE/AEC) en modulation du mA en TDM ;
- Réduction de la dose transmise par le faisceau primaire aux organes situés dans la région pelvienne par modification de leur positionnement dans le bassin.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Faire vider la vessie du patient avant un examen de TDM de la région pelvienne incluant la région lombaire basse lorsqu'il n'y a pas de contraindication clinique ni de préjudice pour le patient.

2. Caches au bismuth

L'utilisation de caches au bismuth (cache mammaire, cache thyroïde, cache oculaire) permet de réduire significativement l'exposition de la zone située sous celui-ci. Celle-ci est recommandée au minimum pour les patients âgés de moins de 55 ans, et ce, lorsque l'état du patient et la pathologie recherchée le permettent¹⁹.

Ils diminuent le rayonnement primaire à l'organe cible de l'ordre de 25 à 40 % dépendant du protocole utilisé, mais peuvent parfois créer des artéfacts de surface. Afin d'éviter ce problème, un espaceur de quelques millimètres d'épaisseur doit être placé entre le cache et la peau du patient. Le cache au bismuth pour les seins quant à lui possède déjà son propre espaceur intégré.

Pour faire bénéficier pleinement le patient de cette protection additionnelle, il importe de les utiliser adéquatement et au bon moment. À cet effet, deux situations principales sont à considérer :

¹⁸ R. NICHOLSON et autres, *Effect of a full and empty bladder on radiation dose to the uterus, ovaries and bladder from lumbar spine CT and X-ray examinations*, 2000

¹⁹ CENTRE D'EXPERTISE CLINIQUE EN RADIOPROTECTION, *Utilisation des caches au bismuth en tomodensitométrie (TDM)*, 2011

a) Examen réalisé avec mA fixe

Le cache peut être installé dès le début de l'examen pour la réalisation de l'image de localisation et demeure en place pour l'acquisition qui suivra.

b) Examen réalisé avec mA modulé

Il faut éviter de placer un cache au bismuth pour l'image de localisation parce que l'appareil détectera une forte atténuation au niveau du cache installé et va tout simplement prévoir une augmentation de mA pour cette région afin de tenir compte de cette atténuation importante lors de l'acquisition. À ce moment-là, il faut utiliser le cache au bismuth uniquement lors de l'acquisition des images. Dans ce cas, le système de modulation ne pourra effectuer d'augmentation du mA parce que les informations concernant une variation d'atténuation dans cette région ne lui sont pas parvenues lors de l'image de localisation qui a été réalisée préalablement. Donc, pas d'informations au système de modulation, pas de modification du mA.

Il est recommandé de ne pas superposer deux caches au bismuth (ex. : cache thyroïde et cache mammaire pour un examen du thorax). Il est aussi recommandé de ne pas superposer le cache au bismuth pour les yeux avec l'os frontal parce que des artéfacts seront générés au niveau de la trame osseuse et du cache qui pourraient nuire à l'examen.

Pour l'examen de TDM de la colonne cervicale, il est possible de réduire la dose transmise à la thyroïde de façon significative (22,5 %) et aux seins (36,6 %) en utilisant un cache au bismuth pour la thyroïde et les seins selon une étude réalisée en 2009 par M.L. Gunn²⁰. Par contre, dans cette étude, il n'est pas recommandé d'utiliser un cache au bismuth pour la thyroïde en le déposant sur le collier cervical pour des patients polytraumatisés.

Au niveau du thorax, les seins, les poumons et la moelle osseuse rouge (MOR) ont tous le même facteur de risque tissulaire stochastique ($WT = 0,12$). En utilisant un cache au bismuth mammaire, il est possible de protéger suffisamment bien les seins, une bonne partie des poumons et la MOR contenue dans la cage thoracique par une réduction de dose provenant du faisceau primaire d'environ 25 à 40 %. À noter que la MOR de cette région représente environ 40 % de la MOR totale²¹.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Utiliser les caches au bismuth lorsqu'il n'y a pas de contraindication clinique, et ce, pour les personnes de 55 ans et moins au minimum;
- Placer un espaceur de quelques millimètres d'épaisseur entre le cache et la peau du patient;
- Utiliser un cache au bismuth approprié, autant pour les hommes que pour les femmes, lorsque l'état du patient et la pathologie recherchée le permettent afin de réduire la dose transmise aux organes radiosensibles situés sous le cache;

²⁰ Martin. L. GUNN et autres, *Radiation dose to the thyroid gland and breast from multidetector computed tomography of the cervical spine: does bismuth shielding with and without a cervical collar reduce dose?*, 2009

²¹ R. E. ELLIS, *Distribution of Active Bone Marrow in the Adult*, 1961

- Éviter la superposition de deux caches durant l'acquisition;
- S'assurer que le cache au bismuth est positionné le plus horizontalement possible sur la structure ou région à protéger afin d'éviter tout débordement latéral qui pourrait causer des artefacts.

3. Système de réduction de dose aux organes radiosensibles

Ce système a été créé et mis en application récemment. On l'appelle *Organ-Based Dose Modulation*²². Il s'agit d'un système électronique qui agit sur la modulation du courant du tube en diminuant de façon significative le mA et la dose transmise au niveau des organes radiosensibles situés à la partie antérieure du patient pour un angle maximal de 120°. Pour les 240° ou moins restants, le système de modulation du mA augmentera automatiquement le mA et par conséquent, la dose transmise au patient, afin de compenser la réduction de dose en antérieur. Ceci permettra de conserver une qualité d'image uniforme.

La réduction de dose aux organes radiosensibles est appréciable. Les avantages de ce système sont à l'effet qu'il n'y a pas de changements de valeur des nombres CT et pas d'artefacts. La qualité de l'image n'est pas altérée. L'inconvénient de ce système est qu'il risque de doser davantage les seins volumineux qui débordent de l'arc de 120° en antérieur.

Selon une étude réalisée en 2012²³, l'utilisation d'un cache au bismuth mammaire a réduit la dose aux seins, mais augmenté le bruit sur l'image tandis qu'un système de réduction de dose aux organes radiosensibles a réduit également la dose aux seins, mais sans détérioration apparente de la qualité de l'image.

Il existe une mise en garde pour les appareils comportant un système automatique de réduction de dose aux organes radiosensibles à l'effet de ne pas utiliser ce système en même temps que le cache au bismuth.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Utiliser les protocoles avec système automatique de réduction de dose aux organes radiosensibles lorsque ce système est disponible sur l'appareil;
- Utiliser soit le système automatique de réduction de dose aux organes radiosensibles, soit les caches au bismuth, mais pas les deux en même temps.

²² SIEMENS, *Guide to Right Dose, X-CARE Organ-based Dose Modulation*, 2014, p.64

²³ Yoon Kyung KIM et autres, *Reduced Radiation Exposure of the Female Breast During Low-Dose Chest CT Using Organ-Based Tube Current Modulation and a Bismuth Shield : Comparison of Image Quality and Radiation Dose*, 2013

4. Reconstruction itérative

L'utilisation d'un processus de reconstruction itérative même partiel peut améliorer la qualité des images tout en permettant au préalable, une importante réduction de dose.

La reconstruction itérative permet d'améliorer grandement la qualité d'une image bruitée. La façon de procéder est de diminuer la dose qui sera transmise au patient de 10 à 50 % de façon à produire des images bruitées qui seront soumises à l'algorithme de reconstruction itérative dont le rôle principal est de faire de ces images bruitées, des images de grande qualité.

La reconstruction itérative est disponible sur les appareils de TDM récents et il est également possible de l'implanter sur plusieurs appareils déjà installés dépendant des manufacturiers.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Maîtriser les différents modes de fonctionnement du système de reconstruction itérative selon les possibilités offertes pour améliorer la qualité des images avec une réduction de dose préalable.

5. Inclinaison du statif

Lorsque l'appareil le permet, une inclinaison du statif réduit la dose aux cristallins de manière significative. Ceci peut être appliqué lorsqu'il n'est pas possible d'utiliser un cache au bismuth ou un système de réduction de dose aux organes radiosensibles. Plusieurs fabricants privilégient des protocoles avec inclinaison du statif pour les examens de TDM de la tête en hélicoïdal.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Appliquer les protocoles avec inclinaison du statif pour les examens de la tête réalisés en axial, en hélicoïdal et volumiques.

RADIOPROTECTION DU PERSONNEL EN TDM

La Commission internationale de protection radiologique (CIPR) a démontré dans sa publication 85²⁴ une corrélation entre les doses transmises aux patients et celles reçues par le personnel. En effet, plus les patients sont irradiés durant un examen d'imagerie plus le personnel situé dans la salle d'examen ou à proximité du patient est susceptible de recevoir des doses élevées lors d'une exposition professionnelle. Il est donc essentiel de réviser régulièrement les procédures utilisées et d'optimiser les protocoles d'examens.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Maintenir les doses transmises aux patients à un niveau acceptable sans nuire à la qualité diagnostique des images;
- Réviser régulièrement les procédures utilisées et optimiser les protocoles d'examens, en collaboration avec les radiologistes;

²⁴ COMMISSION INTERNATIONALE DE PROTECTION RADIOLOGIQUE, *Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures*, ICPR Publication 85, 2000

- S'assurer que l'information concernant les modifications apportées aux procédures utilisées et aux protocoles d'examens est transmise et connue des autres technologues du secteur.

1. Portes donnant accès à la salle d'examen

Toutes les portes d'entrée d'une salle de rayons X devraient rester fermées lorsqu'un patient est dans la salle et lorsqu'un examen radiologique est en cours²⁵.

Parfois, un système électromagnétique interrompt l'acquisition lorsque la porte s'ouvre pendant l'examen. Cette configuration n'est pas recommandée, puisqu'elle peut mener à la reprise de l'injection de substance de contraste de l'examen en cours et une irradiation inutile au patient. Il est préférable, lorsqu'un tel système est utilisé, que la porte d'accès à la salle de TDM soit verrouillée automatiquement lorsqu'il y a émission de radiation.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- S'assurer que les portes donnant accès directement à la salle de TDM sont verrouillées durant l'émission de radiation.

2. Tabliers ou écrans protecteurs

Tous les intervenants situés dans un rayon de 3 mètres du patient durant un examen de TDM doivent porter un tablier protecteur ainsi qu'un cache-thyroïde d'au moins 0,5 mm de Pb équivalent.

L'équipement de protection du personnel doit être vérifié annuellement pour s'assurer qu'il n'y a pas de défaut. Cet équipement doit être rangé selon les recommandations du fabricant lorsqu'il n'est pas utilisé.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT S'ASSURER QUE LES :

- Tabliers et écrans protecteurs sont vérifiés et rangés convenablement;
- Intervenants situés à proximité du patient ou dans la salle d'examen durant une irradiation portent des vêtements protecteurs adéquats;
- Courbes d'isoexposition de l'appareil sont disponibles et affichées dans la salle afin de se protéger adéquatement des rayonnements diffusés.

3. Port du dosimètre

Les technologues doivent porter leur dosimètre personnel en tout temps lors des procédures radiologiques. Les dosimètres personnels doivent être portés et rangés conformément aux recommandations du fournisseur des services de dosimétrie. Lorsqu'un tablier protecteur est porté, le dosimètre personnel doit être porté sous le tablier.

²⁵ SANTÉ CANADA, *Radioprotection en radiologie - Grands établissements, Procédures de sécurité pour l'installation, l'utilisation et le contrôle des appareils à rayons X dans les grands établissements radiologiques médicaux : Code de sécurité 35, 2008*

Il est conseillé d'afficher le rapport de dosimétrie trimestriel dans un endroit accessible au personnel d'imagerie médicale afin de permettre aux technologues de connaître leur dose d'exposition professionnelle.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Porter leur dosimètre personnel en tout temps lors des examens radiologiques.

CONTRÔLE DE QUALITÉ

Compte tenu que les doses peuvent être élevées en TDM, il faut s'assurer que des tests sont effectués régulièrement afin de vérifier la stabilité et les performances de l'appareil. De plus, les résultats de ces tests doivent rencontrer les critères de performance en vigueur. Dans le programme d'assurance qualité prévu pour la TDM, une série de tests doivent être effectués par les technologues en imagerie médicale selon une fréquence déterminée²⁶. Il est donc essentiel que l'équipe de technologues s'implique activement dans ce programme afin de maintenir des standards élevés de qualité.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Participer activement à la mise en place d'un programme de contrôle de qualité en TDM;
- S'assurer que les tests de contrôle de la qualité requis sont effectués selon la fréquence déterminée par le programme;
- Consigner dans un registre, les tests effectués et les résultats obtenus;
- Réviser régulièrement les protocoles d'examens en collaboration avec les radiologistes.

PÉDIATRIE^{27, 28}

Chez l'enfant, l'optimisation des doses est amplement justifiée puisque la radiosensibilité des organes irradiés est supérieure à celle de l'adulte et que leur durée de vie l'est également. Conséquemment, le risque théorique de voir apparaître une tumeur radio-induite est beaucoup plus élevé. Chez le nouveau-né, le risque peut être 10 fois plus élevé.

Il est assez fréquent de constater que les protocoles d'examens de TDM pour enfants ne sont pas ou insuffisamment optimisés dans plusieurs services d'imagerie médicale. Bien souvent, les protocoles pour adultes sont utilisés sans modification pour des enfants, ce qui entraîne des doses excessives. Compte tenu de l'irradiation en cause et de la radiosensibilité des enfants, des précautions particulières doivent être adoptées pour les enfants et les jeunes adultes.

Bien sûr, l'examen de TDM doit être justifié médicalement. D'autres modalités comme l'échographie ou l'IRM doivent être envisagées chaque fois qu'elles sont susceptibles

²⁶ CENTRE D'EXPERTISE CLINIQUE EN RADIOPROTECTION, *Module de contrôle de qualité et de radioprotection en tomodensitométrie – Guide québécois de contrôle de qualité et de radioprotection en imagerie médicale*, 2013

²⁷ Marilyn J. SIEGEL, *Low dose tricks in kids*, Mallinckrodt Institute of Radiology, 2012

²⁸ H. BRISSE, *Guide des Procédures Radiologiques SFR / INRS Scanographie Pédiatrique*, 2006

d'apporter l'information recherchée, et ce, lorsqu'elles sont disponibles dans un délai compatible avec la situation clinique.

LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Utiliser des protocoles spécifiques aux enfants selon les groupes d'âge ou le poids;
- Ajuster le mAs et favoriser l'utilisation d'une tension plus faible (ex. : 80 à 100 kVp) selon l'âge, le poids de l'enfant et la qualité d'image recherchée, afin de réduire les doses transmises.

EN CONSÉQUENCE, LES TECHNOLOGUES DOIVENT :

- Collaborer à l'optimisation des doses transmises aux patients;
- Prioriser l'utilisation de protocoles à faibles doses lorsque l'examen le permet;
- Considérer l'IMC et le diamètre latéral du patient afin de déterminer la dimension (morphotype) avec plus de précision pour l'examen qui suivra;
- Positionner le patient à l'isocentre avant d'effectuer l'image de localisation afin d'assurer une modulation du courant plus efficace et une meilleure résolution de contraste ;
- Réaliser l'image de localisation avec un maximum d'attention;
- S'assurer que l'image de localisation est suffisamment longue pour inclure toute la région déterminée selon le protocole;
- Reprendre l'image de localisation lorsque le patient est mal positionné ou mal aligné;
- Reprendre l'image de localisation lorsqu'elle ne couvre pas la longueur prévue de l'acquisition;
- Respecter les directives du fabricant pour le nombre, l'orientation et la séquence des images de localisation à réaliser lorsque le système de modulation du mA est en fonction;
- Positionner le tube à RX au-dessus de la table à 0° afin de minimiser la dose déterminée en modulation de mA et ce, pour des raisons géométriques;
- Réaliser une seule image de localisation dans le plan approprié pour tous les examens de TDM effectués sans modulation du mA;
- Adapter les paramètres techniques (kVp et mA) utilisés pour l'image de localisation afin de réduire l'exposition au patient tout en respectant les limites d'utilisation de l'appareil;
- S'assurer que tous les kVp sont calibrés et utilisables pour la réalisation des protocoles d'examens lors du réchauffement de l'appareil;
- Favoriser l'utilisation du 100 kVp pour les examens à haut contraste effectués sur des petits patients adultes;
- Favoriser et utiliser adéquatement les outils technologiques dont dispose l'appareil pour réduire les doses aux patients et améliorer la qualité de l'image;
- Prioriser l'utilisation de la modulation de mA de préférence aux protocoles à mA fixe pour les examens de TDM du thorax, de l'abdomen et du pelvis chez l'adulte;

- S'assurer que la modulation du mA fonctionne adéquatement en vérifiant régulièrement les valeurs de mAs sur les images produites (ex. : courbe des mA, table des mA);
- Sélectionner la valeur appropriée de l'indice de bruit pour la réalisation de l'examen de TDM ainsi que les valeurs de mA minimales et mA maximales lorsque requises par le système de modulation en fonction;
- Prendre connaissance des valeurs de CTDIvol et PDL projetées suite à l'image de localisation afin de procéder s'il y a lieu à des modifications au protocole d'examen avant l'acquisition;
- S'assurer que les valeurs CTDIvol (mGy), PDL (mGy.cm) et le rapport de dose complet sont :
 - Disponibles au technologue qui réalise l'examen de TDM;
 - Affichées sur la console de l'appareil de TDM;
 - Transmises et conservées dans le PACS avec les images reconstruites;
- Éviter de transmettre directement au patient les valeurs de doses (CTDIvol et PDL) provenant du rapport de dose sans consultation préalable avec le médecin spécialiste ou le médecin traitant;
- Respecter les protocoles établis en effectuant uniquement les acquisitions nécessaires;
- S'assurer que la zone de chevauchement entre deux régions consécutives faisant partie de deux acquisitions successives est réduite au maximum;
- Surveiller les messages d'erreur émis par l'appareil et agir en conséquence;
- Sélectionner un pitch d'acquisition compatible avec la qualité des images recherchée et le temps d'acquisition approprié selon l'examen à réaliser et la condition du patient;
- Respecter et appliquer les longueurs d'exploration prévues selon les protocoles déterminés par l'équipe de radiologistes;
- S'assurer de ne pas dépasser la couverture de l'image de localisation lors de l'acquisition en modulation du mA afin de ne pas diminuer la qualité de l'image ou favoriser une variation de dose non prévue dans la zone de dépassement
- Faire vider la vessie du patient avant un examen de TDM de la région pelvienne incluant la région lombaire basse lorsqu'il n'y a pas de contreindication clinique ni de préjudice pour le patient;
- Utiliser les caches au bismuth lorsqu'il n'y a pas de contreindication clinique et ce, pour les personnes de 55 ans et moins au minimum;

- Placer un espaceur de quelques millimètres d'épaisseur entre le cache et la peau du patient;
- Utiliser un cache au bismuth approprié, autant pour les hommes que pour les femmes, lorsque l'état du patient et la pathologie recherchée le permettent afin de réduire la dose transmise aux organes radiosensibles situés sous le cache;
- Éviter la superposition de deux caches durant l'acquisition;
- S'assurer que le cache au bismuth est positionné le plus horizontalement possible sur la structure ou région à protéger afin d'éviter tout débordement latéral qui pourrait causer des artéfacts;
- Utiliser les protocoles avec système automatique de réduction de dose aux organes radiosensibles lorsque ce système est disponible sur l'appareil;
- Utiliser soit le système automatique de réduction de dose aux organes radiosensibles, soit les caches au bismuth, mais pas les deux en même temps;
- Maîtriser les différents modes de fonctionnement du système de reconstruction itérative selon les possibilités offertes pour améliorer la qualité des images avec une réduction de dose préalable;
- Appliquer les protocoles avec inclinaison du statif pour les examens de la tête réalisés en axial, en hélicoïdal et volumiques;
- Maintenir les doses transmises aux patients à un niveau acceptable sans nuire à la qualité diagnostique des images;
- Réviser régulièrement les procédures utilisées et optimiser les protocoles d'examens, en collaboration avec les radiologistes;
- S'assurer que l'information concernant les modifications apportées aux procédures utilisées et aux protocoles d'examens est transmise et connue des autres technologues du secteur;
- S'assurer que les portes donnant accès directement à la salle de TDM sont verrouillées durant l'émission de radiation;
- S'assurer que les :
 - Tabliers et écrans protecteurs sont vérifiés et rangés convenablement;
 - Intervenants situés à proximité du patient ou dans la salle d'examen durant une irradiation portent des vêtements protecteurs adéquats;
 - Courbes d'isoexposition de l'appareil sont disponibles et affichées dans la salle afin de se protéger adéquatement des rayonnements diffusés.
- Porter leur dosimètre personnel en tout temps lors des examens radiologiques;
- Participer activement à la mise en place d'un programme de contrôle de qualité en TDM;

- S'assurer que les tests de contrôle de la qualité requis sont effectués selon la fréquence déterminée par le programme;
- Consigner dans un registre, les tests effectués et les résultats obtenus;
- Réviser régulièrement les protocoles d'examens en collaboration avec les radiologistes;
- Utiliser des protocoles spécifiques aux enfants selon les groupes d'âge ou le poids;
- Ajuster le mAs et favoriser l'utilisation d'une tension plus faible (ex. : 80 à 100 kVp) selon l'âge, le poids de l'enfant et la qualité d'image recherchée, afin de réduire les doses transmises.

Sources

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. *Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Paediatric and Adult Body CT Examinations : Report of AAPM Task Group 204*, [En ligne], 2011. [https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf] (Consulté le 20 novembre 2015).

ASSOCIATION DES PHYSICIENS ET INGÉNIEURS BIOMÉDICAUX DU QUÉBEC. *Étude des doses en tomodensitométrie : rapport d'étude, première partie, analyse des examens courants*, [En ligne], 2008. [www.apibq.ca/client_file/upload/document/Comite%20de%20radioprotection/Rapport%20APIBQ%20Quebec%202009%20%20Etude%20des%20doses%20en%20TDM.pdf] (Consulté le 20 novembre 2015).

BRISSE, H. *Guide des Procédures Radiologiques SFR / INRS Scanographie Pédiatrique*, [En ligne], 2006. [<https://www.sfip-radiopediatrie.org/wp-content/uploads/2018/07/guideprocedurestdmpedi06.pdf>] (Consulté le 24 juillet 2019).

CENTRE D'EXPERTISE CLINIQUE EN RADIOPROTECTION. *Module de contrôle de qualité et de radioprotection en tomodensitométrie – Guide québécois de contrôle de qualité et de radioprotection en imagerie médicale*, [En ligne], 2013. [<https://www.santeestrie.gc.ca/clients/SanteEstrie/Professionnels/CECR/Publications-documents/CECR-CHUS-module-controle-radioprotection-tomo.pdf>] (Consulté le 24 juillet 2019).

CENTRE D'EXPERTISE CLINIQUE EN RADIOPROTECTION. *Utilisation des caches au bismuth en tomodensitométrie (TDM)*, [En ligne], 2011. [https://www.santeestrie.gc.ca/clients/SanteEstrie/Professionnels/CECR/Publications-documents/Recommandations_utilisation_caches_au_bismuth.pdf] (Consulté le 9 juillet 2019).

COMMISSION INTERNATIONALE DE PROTECTION RADIOLOGIQUE. *Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures*, ICRP Publication 85, Annals of the ICRP, vol. 30, n° 2, 2000.

COMMISSION INTERNATIONALE DE PROTECTION RADIOLOGIQUE. *Recommandations 2007 de la Commission internationale de protection radiologique*, Publication 103 de la CIPR, [En ligne], 2009. [www.icrp.org/docs/P103_French.pdf] (Consulté le 20 novembre 2015).

DUSHYANT, Sahani. *Dual-Energy CT: The Technological Approches*, 2012. [Présentation PowerPoint présentée au SCBTMR Winter Symposium, du 11 au 12 février 2012, Sanibel, Floride]. [<https://www.scbtmr.org/Meetings/Meeting-Archives/2012-Winter-Symposium>] (Consulté le 24 juillet 2019).

ELLIS, R.E. « Distribution of Active Bone Marrow in the Adult », *Physics in medicine and biology*, vol. 5, n° 3, janvier 1961.

GRANT, K., et B. SCHMIDT. *Care kV – Automated Dose-Optimization Selection of X-ray Tube Voltage*, Siemens Medical Solutions, 2011.

GUNN, Martin. L., et autres. « Radiation dose to the thyroid gland and breast from multidetector computed tomography of the cervical spine: does bismuth shielding with and without a cervical collar reduce dose? », *Journal of Computer Assisted Tomography*, vol. 33, n° 6, novembre / décembre 2009, p. 987-990. Également disponible en ligne : <https://doi.org/10.1097/RCT.0b013e3181a776ff>.

INSTITUT CANADIEN D'INFORMATION SUR LA SANTÉ. *Inventaire canadien d'imagerie médicale 2017*, [En ligne], mars 2018. [<https://cadth.ca/fr/inventaire-canadien-dimagerie-medecale-2017>] (Consulté le 24 juillet 2019).

KAASALAINEN, Touko, et autres. « Effect of Patient Centering on Patient Dose and Image Noise in Chest CT », *Medical Physics and Informatics*, vol. 203, n° 1, juillet 2014. Également disponible en ligne : <https://doi.org/10.2214/AJR.13.12028>.

KIM, Yoon Kyung, et autres. « Reduced Radiation Exposure of the Female Breast During Low-Dose Chest CT Using Organ-Based Tube Current Modulation and a Bismuth Shield : Comparison of Image Quality and Radiation Dose », *American Journal of Roentgenology*, vol. 200, n° 3, mars 2013. Également disponible en ligne : <https://doi.org/10.2214/AJR.12.9237>.

LI, Jianhai, et autres. « Automatic Patient Centering for MDCT : Effect on Radiation Dose », *American Journal of Roentgenology*, vol. 188, n° 2, février 2007. doi : 10.2214/AJR.06.0370.

MCNITT-GRAY, Michael. *Tube Current Modulation Approaches: Overview, Practical Issues and Potential Pitfalls*, 2011. [Présentation PowerPoint présentée au 2011 AAPM CT Dose Summit, du 7 au 8 octobre 2011, Denver, Colorado]. [<https://www.aapm.org/meetings/2011cts/documents/mcnitt-graytubecurrentmodulationv4.pdf>] (Consulté le 20 novembre 2015).

NICHOLSON, R., et autres. « Effect of a full and empty bladder on radiation dose to the uterus, ovaries and bladder from lumbar spine CT and X-ray examinations », *British Journal of Radiology*, vol. 73, n° 876, 2000, p. 1290-1296. Également disponible en ligne : <https://doi.org/10.1259/bjr.73.876.11205673>.

RÉGIE DE L'ASSURANCE MALADIE DU QUÉBEC. *Tableau SM.22 : Nombre et coût des services médicaux selon le type de service, le mode de rémunération, la catégorie de médecins et le groupe de spécialités*, [En ligne], 2017. [https://www4.prod.ramq.gouv.qc.ca/IST/CD/CDF_DifsnInfoStats/CDF1_CnsullInfoStatsCNC_iut/RappPDF.aspx?TypeImpression=pdf&NomPdf=CBB7R04A_SM22_2017_0_O.PDF] (Consulté le 24 juillet 2019).

SANTÉ CANADA. *Le nomogramme de l'indice de masse corporelle (IMC)*, [En ligne]. [<https://www.canada.ca/fr/sante-canada/services/aliments-nutrition/saine-alimentation/poids-sante/lignes-directrices-classification-poids-chez-adultes/nomogramme-indice-masse-corporelle.html>] (Consulté le 24 juillet 2019)

SANTÉ CANADA. *Radioprotection en radiologie - Grands établissements, Procédures de sécurité pour l'installation, l'utilisation et le contrôle des appareils à rayons X dans les grands établissements radiologiques médicaux : Code de sécurité 35*, [En ligne], 2008. [publications.gc.ca/site/fra/9.636843/publication.html] (Consulté le 20 novembre 2015).

SHANNOUN, Ferid. *UNSCEAR's Global Medical Exposure Surveys: A practical demonstration of the new online data collection platform*, 2015. [Présentation PowerPoint présentée au X Congreso Regional Latinoamericano IRPA de Protección y Seguridad Radiológica, du 12 au 17 avril 2015, Buenos Aires, Argentine]. [<http://www.irpabuenosaires2015.org/Archivos/archivos/Disertaciones%20Especiales/Taller%20UNSCEAR/TU%201-SHANNOUN%20.pdf>]

SHUMAN, William P. *Dual Energy CT and Patient Dose*, 2012. [Présentation PowerPoint présentée au SCBTMR Winter Symposium, du 11 au 12 février 2012, Sanibel, Floride]. [<https://www.scbtmr.org/Meetings/Meeting-Archives/2012-Winter-Symposium>] (Consulté le 24 juillet 2019).

SHUMAN, William P. *Dual Energy Workflow*, 2012. [Présentation PowerPoint présentée au SCBTMR Winter Symposium, du 11 au 12 février 2012, Sanibel, Floride]. [<https://www.scbtmr.org/Meetings/Meeting-Archives/2012-Winter-Symposium>] (Consulté le 24 juillet 2019).

SHUMAN, William P. *Lowering the Dose: Five Easy Tricks*, 2012. [Présentation PowerPoint présentée au SCBTMR Winter Symposium, du 11 au 12 février 2012, Sanibel, Floride]. [<https://www.scbtmr.org/Meetings/Meeting-Archives/2012-Winter-Symposium>] (Consulté le 24 juillet 2019).

SIEGEL, Marilyn J. *Low Dose Tricks in Kids*, 2012. [Présentation PowerPoint présentée au SCBTMR Winter Symposium, du 11 au 12 février 2012, Sanibel, Floride]. [<https://www.scbtmr.org/Meetings/Meeting-Archives/2012-Winter-Symposium>] (Consulté le 24 juillet 2019).

SIEGEL, Marilyn J. *Lowering The Dose: mA and kVp*, 2012. [Présentation PowerPoint présentée au SCBTMR Winter Symposium, du 11 au 12 février 2012, Sanibel, Floride]. [<https://www.scbtmr.org/Meetings/Meeting-Archives/2012-Winter-Symposium>] (Consulté le 24 juillet 2019).

SIEMENS. *Guide to Right Dose, CARE kV Automated Dose-Optimized Selection of the X-Ray Tube Voltage*, p. 71, 2014.

SIEMENS. *Guide to Right Dose, X-CARE Organ-based Dose Modulation*, p.64, 2014.