

# CECR

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

CECR

CENTRE D'EXPERTISE CLINIQUE  
EN RADIOPROTECTION



Centre hospitalier  
universitaire  
de Sherbrooke

*Avec vous, pour la Vie*

Ministère de la Santé  
et des Services  
sociaux

Québec



© CECR 2013





## Guide québécois de contrôle de qualité et de radioprotection en imagerie médicale

### Module de contrôle de qualité et de radioprotection en tomodensitométrie

Procédures de contrôle de la qualité des appareils de tomodensitométrie dans les  
établissements radiologiques médicaux publics et privés



Édition produite par :  
Le **Centre d'expertise clinique en radioprotection (CECR)**

Publication autorisée par le ministère de la Santé et des Services sociaux du Québec

Le présent document est consultable à la section *Publications et documents de référence* de la page Internet du CECR dont l'adresse est : [www.chus.qc.ca/cecr](http://www.chus.qc.ca/cecr).

Dépôt légal – 2013  
Bibliothèque nationale du Québec  
Bibliothèque nationale du Canada

ISBN 978-2-9812570-2-4 (version imprimée)  
ISBN 978-2-9812570-3-1 (version PDF)

Les agences de la santé et des services sociaux ainsi que les établissements du réseau sont autorisés à reproduire ce document à des fins éducatives et non commerciales, pour leurs besoins internes, à condition d'en mentionner la source.

Pour citer ce document :  
Centre d'expertise clinique en radioprotection. *Module de contrôle de qualité et de radioprotection en tomographie – Guide québécois de contrôle de qualité et de radioprotection en imagerie médicale*. Centre d'expertise clinique en radioprotection, Sherbrooke, Canada, 2013.

Dans ce document, le genre masculin est utilisé comme générique, dans le seul but de ne pas alourdir le texte.

© CECR 2013

### Auteurs

M. Jean Arsenault, Ing.,  
Institut universitaire de cardiologie et de pneumologie de Québec

M. Jacques Blanchette, physicien médical, consultant

Mme Francine Dinelle, physicienne médicale,  
Hôpital général juif

M. Clément Drolet, Ing.,  
Centre hospitalier universitaire de Québec

M. Gilbert Gagnon, technologue en imagerie médicale, consultant

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

M. Moulay Ali Nassiri, physicien médical  
Centre d'expertise clinique en radioprotection  
Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke

Mme Manon Rouleau, Ing., coordonnatrice de la tournée TDM  
Centre d'expertise clinique en radioprotection  
Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke

M. Nagi Sharoubim, Ing., consultant

### Édition

Centre d'expertise clinique en radioprotection (CECR) du Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke (CHUS) :

— *Rédaction finale* : Mme Manon Rouleau, Ing.  
Coordonnatrice de la tournée TDM, CECR, CHUS

— *Lecture et approbation* : M. Renald Lemieux, M.ing., Ph.D. M.ets.  
Directeur, CECR, CHUS  
Directeur adjoint à la Direction de la qualité, de la planification, de l'évaluation et de la performance, CHUS

M. François Grenier,  
Physicien biomédical, Service des technologies biomédicales  
Direction de l'accès, des technologies et de la biologie médicale  
Direction générale des services de santé et médecine universitaire  
Ministère de la Santé et des Services sociaux

— *Mise en page* : Mme Caroline Savard,  
Agente administrative, CECR, CHUS

### Lecteurs externes

- Association des physiciens et ingénieurs biomédicaux du Québec (APIBQ)
- Association québécoise des physiciens médicaux cliniciens (AQPMC)
- Centre hospitalier affilié universitaire de Québec (CHAUQ)
- Centre hospitalier de l'Université de Montréal (CHUM)
- Ordre des technologues en imagerie médicale et en radio-oncologie du Québec (OTIMRO)
- Robert Ouellet Ing., M. Sc., Centre hospitalier universitaire de Québec (CHUQ)

### Approbation

- Ministère de la Santé et des Services sociaux (MSSS)
- Comité directeur CECR



## Mot du CECR

Le CECR est heureux de vous présenter le tout premier module du nouveau *Guide québécois de contrôle de qualité et de radioprotection en imagerie médicale*. Il s'agit d'un document qui résume les divers tests de contrôle de qualité à effectuer sur les tomodensitomètres pour assurer le fonctionnement technologique optimal de ces derniers. Bien sûr, ce module ne fait pas que lister les tests. Il définit aussi les fréquences de ces tests ainsi que les responsabilités des professionnels directement impliqués en radioprotection, soit les technologues en imagerie médicale, les ingénieurs, les physiciens, les techniciens biomédicaux et le responsable de la radioprotection.

Le *Module de contrôle de qualité et de radioprotection en tomodensitométrie* du *Guide québécois de contrôle de qualité et de radioprotection en imagerie médicale* présente une démarche en radioprotection qui implique les professionnels travaillant avec les tomodensitomètres. Au CECR, nous croyons fermement que l'adoption et la mise en place d'une telle démarche sont précurseur à l'élaboration d'un programme plus complet en matière de radioprotection.

L'élaboration de ce module a exigé une révision complète par une équipe d'experts du *Code de sécurité 35 : Procédures de sécurité pour l'installation, l'utilisation et le contrôle des appareils à rayons X dans les grands établissements radiologiques médicaux* publié par Santé Canada en 2008. Ces experts ont grandement contribué à faire de ce document, un document de référence que vous pourrez utiliser pour mettre en œuvre ou améliorer votre programme de radioprotection en tomodensitométrie. Il en sera de même avec les prochains modules qui traiteront des autres modalités d'imagerie médicale diagnostique, dont la radiographie, la radioscopie et la radiologie interventionnelle. Tous ces modules combinés formeront le *Guide québécois de contrôle de qualité et de radioprotection en imagerie médicale*.

Nous espérons que ce document saura vous aider dans la mise en place de votre plan local de réduction de l'exposition. Le CECR est là pour vous soutenir dans votre démarche. N'hésitez donc pas à faire appel à nous. D'ici là, bonne lecture.



Renald Lemieux, M.ing., Ph.D., M.ets.  
Directeur  
Centre d'expertise clinique en radioprotection,  
Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke



## Table des matières

|  |           |
|--|-----------|
| <b>INTRODUCTION .....</b>  | <b>3</b>  |
| <b>SECTION 1 : SYNTHÈSE DES CONTRÔLES DE QUALITÉ EN TOMODENSITOMÉTRIE .....</b>    | <b>5</b>  |
| 1.1    CONTRÔLES DE QUALITÉ QUOTIDIENS .....                                       | 7         |
| 1.2    CONTRÔLES DE QUALITÉ TRIMESTRIELS .....                                     | 8         |
| 1.3    CONTRÔLE DE QUALITÉ SEMESTRIEL .....  | 8         |
| 1.4    CONTRÔLES DE QUALITÉ ANNUELS .....  | 8         |
| <b>SECTION 2 : TECHNOLOGUE EN IMAGERIE MÉDICALE.....</b>                           | <b>11</b> |
| <b>PROTOCOLES DE CONTRÔLE DE QUALITÉ .....</b>                                     | <b>13</b> |
| 2.1    ÉTAT DE L'ÉQUIPEMENT .....  | 14        |
| 2.2    CALIBRATION ET STABILITÉ DU TOMODENSITOMÈTRE .....                          | 15        |
| 2.3    FONCTIONNEMENT DES INDICATEURS .....  | 17        |
| 2.4    ÉVALUATION SOMMAIRE DES STATIONS D'ACQUISITION ET DE RECONSTRUCTION .....   | 18        |
| 2.5    CONTRÔLE DES ACCÈS .....  | 21        |
| 2.6    DOSIMÉTRIE PERSONNELLE.....   | 22        |
| 2.7    PERFORMANCE DES STATIONS DE LECTURE DE TOMODENSITOMÉTRIE .....              | 25        |
| 2.8    VÉRIFICATION DES REGISTRES D'ENTRETIEN PRÉVENTIF ET CORRECTIFS .....        | 33        |
| 2.9    VÉRIFICATION DES VÊTEMENTS PROTECTEURS .....                                | 34        |
| 2.10   INFORMATION .....   | 35        |
| <b>SECTION 3 : PHYSICIEN ET INGÉNIEUR.....</b>                                     | <b>37</b> |
| <b>PROTOCOLES DE CONTRÔLE DE QUALITÉ .....</b>                                     | <b>39</b> |
| 3.1    INFORMATION .....   | 40        |
| 3.2    ANALYSE DE BLINDAGE .....   | 41        |
| 3.3    OUVERTURE DU COLLIMATEUR.....   | 45        |
| 3.4    PERFORMANCES DU TUBE RADIOGÈNE .....  | 47        |
| 3.5    MESURE DE L'EXPOSITION – IMAGE DE LOCALISATION .....                        | 52        |
| 3.6    INDICE DE DOSE TOMODENSITOMÉTRIQUE VOLUMIQUE (CTDI <sub>vol</sub> ) .....   | 54        |
| 3.7    PRÉCISION DES MOUVEMENTS DE LA TABLE D'EXAMEN ET DES REPÈRES LUMINEUX ..... | 60        |
| 3.8    PERFORMANCES DU TDM.....  | 64        |
| 3.9    PERFORMANCE DES STATIONS DE LECTURE DE TOMODENSITOMÉTRIE .....              | 73        |
| <b>ANNEXE A – DESCRIPTION DES MIRES TG18 .....</b>                                 | <b>81</b> |
| <b>ANNEXE B – DESCRIPTION DU FANTÔME CATPHAN® 600 .....</b>                        | <b>89</b> |
| <b>LEXIQUE.....</b>  | <b>93</b> |
| <b>RÉFÉRENCES .....</b>  | <b>99</b> |

## Table des illustrations

|   |    |
|---|----|
| Figure 1 : Équipement typiquement nécessaire pour la mesure du $CTDI_{100}$ : une chambre d'ionisation de 100 mm de longueur, un électromètre et un fantôme CTDI. ....                  | 54 |
| Figure 2 : Détecteur à état solide de RTI electronics (CT-SD16) pour la mesure du $CTDI_{100}$ . ....   | 55 |
| Figure 3 : Endroits où doit être mesuré le $CTDI_{100}$ pour évaluer le $CTDI_w$ . ....   | 56 |
| Figure 4 : Exemple d'un rapport de dose montrant le $CTDI_{vol}$ estimé par le système. ....  | 57 |
| Figure 5 : Positionnement du fantôme sur la table d'examen. ....  | 60 |
| Figure 6 : Alignement du fantôme dans les 3 axes à l'aide des marqueurs et du niveau. ....  | 61 |
| Figure 7 : Exemple de présentation des résultats d'analyse effectuée à l'aide du LAA <i>CT AutoQA Lite</i> développé par <i>The Institute for Radiological Image Sciences Inc.</i> .... | 69 |
| Figure 8: Mire TG18-QC.....   | 81 |
| Figure 9 : Quadrants et zone centrale servant à l'évaluation de la distorsion sur une Mire TG18-QC .....  | 82 |
| Figure 10: Mire TG18-CT .....   | 84 |
| Figure 11: Mire TG18-UN80 .....   | 85 |
| Figure 12: Mire TG18-UNL80.....   | 86 |
| Figure 13: Mire TG18-UNL10.....   | 87 |
| Figure 14: Exemple de différents motifs de luminance des mires TG18-LN12.....   | 88 |
| Figure 15 : Coupe axiale du module CTP404 du fantôme Catphan® 600.....  | 89 |
| Figure 16 : Coupe axiale du module CTP591 du fantôme Catphan® 600.....  | 90 |
| Figure 17 : Image axiale du module CTP528 du fantôme Catphan® 600.....  | 90 |
| Figure 18 : Coupe axiale du module CTP528 du fantôme Catphan® 600.....  | 91 |
| Figure 19 : Dimension et % de contraste des tiges cylindriques présentes dans le module CTP515. ....  | 91 |
| Figure 20 : Coupe axiale du module CTP515 du fantôme Catphan® 600.....  | 92 |
| Figure 21 : Coupe axiale du module CTP486 du fantôme Catphan® 600.....  | 92 |
|   |    |
| Tableau 1 : Coefficients d'occupation recommandés en fonction du type de zone .....   | 44 |
| Tableau 2 : Épaisseurs minimales des couches de demi-atténuation d'aluminium pour différentes tensions de tube radiogène en tomodensitométrie .....                                     | 51 |
| Tableau 3 : Positions attendues des marqueurs des différents modules des fantômes Catphan® ..   | 63 |
| Tableau 4 : Critères de précision de l'épaisseur de coupe.....  | 71 |
| Tableau 5 : Arrangement des 16 niveaux de luminance et des motifs Cx de la mire TG18-QC... ..   | 82 |
| Tableau 6 : Description des différents motifs de la mire TG18-QC.....   | 83 |
| Tableau 7 : Description de la mire TG18-CT.....   | 85 |
| Tableau 8: Description des mires TG18-UN .....  | 86 |
| Tableau 9 : Description des mires TG18-UNL .....  | 87 |
| Tableau 10 : Valeurs théoriques du nombre CT moyen des différents matériaux du module de CTP404 du fantôme Catphan® 600. ....   | 89 |

# Introduction

Lors de la publication de son plan d'action visant la réduction de l'exposition aux radiations, le ministère de la Santé et des Services sociaux du Québec (MSSS) annonçait aux établissements de santé ainsi qu'aux laboratoires privés (laboratoires d'imagerie médicale et laboratoire de radiologie diagnostique) l'obligation d'appliquer la norme de Santé Canada publiée en 2008, soit le *Code de sécurité 35 : Procédures de sécurité pour l'installation, l'utilisation et le contrôle des appareils à rayons X dans les grands établissements radiologiques médicaux*. Bien que cette norme ait été publiée dans une perspective de recommandations, elle revêt de nombreux éléments tout à fait pertinents à un plan de réduction de l'exposition des patients et du personnel aux rayonnements ionisants.

Considérant les activités de radioprotection déjà en cours dans le réseau de la santé et des services sociaux du Québec, les ressources disponibles ainsi que les nombres de modalités traitées dans le document de Santé Canada, leur spécificité en terme d'utilisation et de contrôle de qualité et la forme de ce document, la Direction générale des services de santé et médecine universitaire (DGSSMU) du MSSS mandatait le Centre d'expertise clinique en radioprotection (CECR) à mettre en place un comité d'experts dont le rôle était de se pencher sur le contenu du Code de sécurité 35, de l'adapter à l'environnement québécois et de planifier une adoption progressive de cette norme. L'objectif global étant d'outiller le Québec pour maintenir à jour et standardiser les pratiques en contrôle de qualité et en radioprotection, en imagerie médicale.

Cette démarche vise à créer, à terme, des guides de pratiques indépendants pour chacune des modalités d'imagerie radiologique. Nous croyons que cette division permettra de s'attaquer à la réduction de la dose de manière ordonnée, en commençant par la tomodensitométrie. De plus, ces guides de pratiques indépendants seront plus simples à mettre à jour au fil de l'évolution technologique des équipements et au fil de l'évolution des pratiques cliniques en imagerie médicale.

Déjà le Québec travaille à l'amélioration de la qualité des examens diagnostiques en imagerie médicale sur les plans clinique et technique, par l'active participation de divers professionnels de la santé, dont les radiologues, physiciens, ingénieurs, technologues en imagerie médicale (TIM), technologues en génie biomédical (TGBM) et responsables de la radioprotection (RRP).

Le module de contrôle de qualité et de radioprotection en tomodensitométrie (module Tomodensitométrie) remplit cet objectif d'une première modalité, en proposant des protocoles uniformisés de contrôles de qualité et de radioprotection. Il est le premier d'une série de modules (*Rôle et responsabilités, Radiographie, Radioscopie et angiographie, Médecine nucléaire, Autres modalités d'imagerie médicale*) qui constitueront le *Guide québécois de contrôle de qualité et de radioprotection en imagerie médicale*.

Ce module comprend trois sections. La première section intitulée *Synthèse des contrôles de qualité en tomodensitométrie*, présente la liste des contrôles ainsi que le professionnel responsable de la réalisation de ces contrôles et la fréquence recommandée. La seconde section intitulée *Technologue en imagerie médicale* concerne essentiellement le TIM mais aussi le RRP et le TGBM au besoin. On y détaille les responsabilités du TIM responsable des contrôles de qualité en tomodensitométrie ainsi que les tests de contrôle de qualité à effectuer et les fréquences à respecter. La troisième section intitulée *Physicien & Ingénieur* détaille les responsabilités du

physicien/ingénieur ainsi que les tests à effectuer et les fréquences à respecter. Le tout constitue un programme de contrôle de qualité et de radioprotection en tomodensitométrie.

**Module Tomodensitométrie :**

- Section 1 : Synthèse des contrôles de qualité en tomodensitométrie
- Section 2 : Technologue en imagerie médicale – Protocoles de contrôle de qualité
- Section 3 : Physicien et ingénieur – Protocoles de contrôle de qualité

Des rapports de contrôle de qualité accompagnent chacune des sections 2 et 3. Ces rapports pourront servir à la mise en place de registres des données de fonctionnement des tomodensitomètres (TDM) et des mesures du rendement de référence. Ces registres sont un outil essentiel pour diagnostiquer tout changement dans la qualité de l'image.

La collaboration entre les divers intervenants est un élément clé pour une implantation efficace de ce module, en particulier celle entre physicien/ingénieur, TIM responsable du contrôle de qualité en tomodensitométrie sur place et TGBM (des équipes locales et/ou des compagnies de service).

Il est à noter que le module Tomodensitométrie ne comprend aucune partie détaillant les tests de maintenance préventive que doivent effectuer les TGBM. Ce volet fait partie du programme d'entretien préventif des équipements médicaux que chaque établissement de santé a mis en place et qu'il doit respecter. L'implantation d'un tel programme est une « Pratique organisationnelle requise » (POR) d'Agrément Canada. Dans ce contexte, le programme d'entretien préventif en vigueur dans les établissements de santé doit comprendre l'ensemble des équipements d'imagerie médicale. Le programme doit respecter toutes les normes en vigueur au Canada sur les vérifications à effectuer pour assurer le fonctionnement optimal des équipements médicaux, dont les TDM. Le présent module s'appuie sur l'application de la POR liée à l'entretien préventif des équipements médicaux et n'inclut pas de partie spécifique sur ce sujet.

Le module Tomodensitométrie n'aborde pas directement les vérifications à faire en vue de l'acquisition d'une nouvelle installation de tomodensitométrie ainsi que les tests d'acceptations et de mise en service d'un nouveau TDM. La norme de Santé Canada guidera les établissements et les laboratoires privés dans chacune de ces démarches ponctuelles.

Le présent module, dédié à la tomodensitométrie, a été révisé et approuvé par les experts en tomodensitométrie, ainsi que par les associations partenaires du CECR. Il a aussi été entériné par la Direction générale des services de santé et médecine universitaire du MSSS.

# Section 1 :

## Synthèse des contrôles de qualité en tomодensitométrie



## ***Synthèse des contrôles de qualité en tomodensitométrie***

Cette section présente une synthèse des différents contrôles de qualité en tomodensitométrie détaillés dans ce document. Pour chacun de ces contrôles, on précise l'objectif visé, la fréquence d'exécution et le professionnel responsable de le réaliser et de le documenter adéquatement. On y indique aussi la section où chaque test est détaillé.

Un rôle central dans la gestion et la coordination du programme est attribué au TIM. Ce rôle lui est dévolu car il est le professionnel le plus à même de faire le lien entre les professionnels impliqués en ce qui a trait à la réduction de la dose, l'impact inhérent sur la qualité des images et les besoins cliniques des radiologistes et ce, dans le respect du principe ALARA.

Dans ce contexte chaque établissement et laboratoire doit désigner un TIM responsable localement du contrôle de qualité en tomodensitométrie. Celui-ci a spécifiquement la responsabilité de mettre en place les registres pertinents, de les maintenir à jour et de les rendre disponibles au besoin. Dans ce contexte, même si les interventions requises par le TGBM ne sont pas décrites, le TIM responsable doit réviser avec le technicien de service les résultats de la maintenance préventive et les correctifs apportés, en plus d'ajouter ces informations aux registres.

Le TIM responsable doit aussi rencontrer le physicien/ingénieur lors de ses visites de contrôle de qualité, réviser avec lui l'ensemble des tests et vérifications effectués en cours d'année. Il doit demeurer disponible pour la durée de la visite. De plus, à la suite d'un ajustement ou une réparation d'un TDM, le TIM doit faire le suivi nécessaire afin que le physicien/ingénieur refasse les contrôles de qualités pertinents, s'il y a lieu.

Finalement, le physicien/ingénieur responsable des contrôles de qualité annuels peut effectuer tout test et contrôle de qualité additionnel, qu'il juge approprié aux fins de l'évaluation.

### ***1.1 Contrôles de qualité quotidiens***

| Nom du test et son descriptif   | Expert associé | Section où retrouver les détails |
|---|----------------|----------------------------------|
| <b><i>État de l'équipement</i></b><br>S'assurer de la présence, la propreté et l'intégrité de l'équipement.   | TIM            | 2.1                              |
| <b><i>Calibration et stabilité du tomodensitomètre</i></b><br>Effectuer les calibrations quotidiennes requises et s'assurer sommairement de la stabilité des performances du TDM. | TIM            | 2.2                              |
| <b><i>Fonctionnement des indicateurs</i></b><br>S'assurer du fonctionnement adéquat des indicateurs de la console et du statif.   | TIM            | 2.3                              |

| Nom du test et son descriptif   | Expert associé | Section où retrouver les détails |
|---|----------------|----------------------------------|
| <b><i>Évaluation sommaire des stations d'acquisition et de reconstruction</i></b><br>S'assurer sommairement de la calibration des moniteurs d'acquisition et de reconstruction. | TIM            | 2.4                              |

## ***1.2 Contrôles de qualité trimestriels***

| Nom du test et son descriptif  | Expert associé | Section où retrouver les détails |
|--|----------------|----------------------------------|
| <b><i>Contrôle des accès</i></b><br>S'assurer que les mécanismes en place de contrôle des accès à la salle de tomodensitométrie sont suffisants et fonctionnels.             | TIM            | 2.5                              |
| <b><i>Dosimétrie personnelle</i></b><br>S'assurer que l'exposition des travailleurs en tomodensitométrie respecte le principe ALARA et est en deçà des limites recommandées. | TIM ou RRP     | 2.6                              |

## ***1.3 Contrôle de qualité semestriel***

| Nom du test et son descriptif  | Expert associé                   | Section où retrouver les détails |
|--|----------------------------------|----------------------------------|
| <b><i>Performances des stations de lecture de tomodensitométrie</i></b><br>Évaluez les performances de toutes les stations de lecture. | TIM, TGBM ou physicien/ingénieur | 2.7                              |

## ***1.4 Contrôles de qualité annuels***

| Nom du test et son descriptif  | Expert associé | Section où retrouver les détails |
|--|----------------|----------------------------------|
| <b><i>Vérification des registres d'entretien préventif et correctifs</i></b><br>S'assurer que les entretiens préventifs et les correctifs requis sont effectués. | TIM            | 2.8                              |

| Nom du test et son descriptif  | Expert associé             | Section où retrouver les détails |
|--|----------------------------|----------------------------------|
| <p><b>Vérification des vêtements protecteurs</b><br/>S'assurer de la présence et de l'intégrité des vêtements protecteurs.</p>   | TIM ou RRP                 | 2.9                              |
| <p><b>Information</b><br/>S'assurer que les informations techniques et informatiques concernant le TDM et ses fonctionnalités sont à jour.</p>   | TIM<br>Physicien/Ingénieur | 2.10<br>3.1                      |
| <p><b>Analyse de blindage</b><br/>Vérifiez si la protection en place est actuellement suffisante et respecte les normes en vigueur, en tenant compte de l'utilisation actuelle du tomodynamomètre et de l'utilisation prévue pour la prochaine année ainsi que de l'environnement dans lequel il se trouve.</p>  | Physicien/Ingénieur        | 3.2                              |
| <p><b>Ouverture du collimateur</b><br/>Vérifier la largeur réelle de l'ouverture du collimateur pour toutes les conformations de détecteurs utilisées cliniquement.</p>  | Physicien/Ingénieur        | 3.3                              |
| <p><b>Performances du tube radiogène</b><br/>Vérifier les performances du tube radiogène en évaluant l'exactitude des tensions utilisées cliniquement, le débit d'exposition (ou de kerma dans l'air), sa reproductibilité, sa linéarité et la qualité du faisceau.</p>  | Physicien/Ingénieur        | 3.4                              |
| <p><b>Mesure de l'exposition - Image de localisation</b><br/>Mesurer l'exposition obtenue lors de la réalisation des images de localisation et s'assurer de sa stabilité.</p>  | Physicien/Ingénieur        | 3.5                              |
| <p><b>Indice de dose tomodynamométrique volumique (<math>CTDI_{vol}</math>)</b><br/>Vérifier la précision de l'indice de dose tomodynamométrique volumique (<math>CTDI_{vol}</math>) affiché par le système lors de la réalisation des protocoles, pour les différentes ouvertures de faisceau utilisées cliniquement, autant pour le protocole de base de tête que pour celui de corps.</p> | Physicien/Ingénieur        | 3.6                              |

| Nom du test et son descriptif  | Expert associé      | Section où retrouver les détails |
|--|---------------------|----------------------------------|
| <p><b><i>Précision des mouvements de la table d'examen et des repères lumineux</i></b><br/> Évaluez la précision des mouvements de la table lors de ses déplacements et de son positionnement automatique ainsi que la précision des repères lumineux utilisés pour le positionnement.</p>   | Physicien/Ingénieur | 3.7                              |
| <p><b><i>Performances du TDM</i></b><br/> Évaluer les performances du TDM pour les protocoles standards selon son profil d'utilisation clinique (minimalement ceux de tête et de thorax).</p>  | Physicien/Ingénieur | 3.8                              |
| <p><b><i>Performance des stations de lecture de tomographie assistée par ordinateur</i></b><br/> Évaluez les performances des stations de lecture utilisées en tomographie assistée par ordinateur, sur la base d'un échantillon représentatif correspondant à 1 vérification de station de lecture pour 5 stations utilisées.</p> | Physicien/Ingénieur | 3.9                              |

# Section 2 :

# Technologie en imagerie médicale



# PROCOLES DE CONTRÔLE DE QUALITÉ

## RÔLE ET RESPONSABILITÉ DU TIM DÉSIGNÉ

Le TIM désigné responsable du contrôle de qualité en tomographie par son établissement, a un rôle centralisateur dans l'implantation et la gestion du programme de contrôle de qualité et de radioprotection en tomographie.

Il est responsable de :

- Mettre en place et maintenir à jour tous les registres de contrôles de qualité requis ainsi que de les rendre disponibles au besoin;
- Demeurer disponible lors des contrôles de qualité annuels du physicien/ingénieur;
- Obtenir et conserver une copie des registres complétés par le TGBM, le physicien/ingénieur, le RRP et autres;
- Réviser avec le TGBM, le physicien/ingénieur et le RRP, les résultats des contrôles et tests effectués ainsi que les correctifs apportés.
- Effectuer les suivis et les relances nécessaires, afin de s'assurer que la fréquence des tests et contrôles soit respectée.
- Effectuer les suivis et les relances nécessaires, afin de s'assurer que les mesures correctives requises soient effectuées.
- Demander des contrôles et tests additionnels au besoin, au physicien/ingénieur, à la suite d'un ajustement ou d'une réparation d'une installation de tomographie.
- Faire le lien avec les radiologistes pour la gestion des protocoles cliniques d'imagerie

## ***2.1 État de l'équipement***

---

### **Objectif :**

S'assurer de la présence, la propreté et l'intégrité de l'équipement.

### **Fréquence :**

Quotidienne

### **Matériel requis :**

Non-applicable

### **Méthode :**

1. Inspectez visuellement l'état de l'équipement (statif, table, injecteur, accessoires de positionnement du patient, câblage électrique) afin de :
  - a. Déterminer s'il y a des composantes lâches ou brisées;
  - b. Vérifier la propreté de l'équipement et de la table.
2. Vérifiez le mouvement libre de la table lors du déclenchement du bouton de blocage de la table.
3. Vérifiez le bon fonctionnement des crans d'arrêts et des interrupteurs d'urgence au poste de contrôle et sur le statif selon les procédures recommandées par le manufacturier.

Note : Avant l'implantation de cette procédure, veuillez valider celle-ci avec le technicien de service et/ou le GBM.

4. Complétez le rapport de contrôle de qualité.

### **Critères de conformité :**

- Aucune composante n'est lâche ou brisée.
- La table bouge dans tous les sens prévus.
- La table ne peut plus bouger lorsque que le bouton de blocage est enclenché.
- La table et les autres équipements sont propres et intègres.
- Les crans d'arrêt et les interrupteurs d'urgences fonctionnent.

## ***2.2 Calibration et stabilité du tomodensitomètre***

---

### **Objectif :**

Effectuer les calibrations quotidiennes requises et s'assurer sommairement de la stabilité des performances du TDM.

### **Fréquence :**

Quotidienne

### **Matériel requis :**

- Fantôme d'eau du fabricant.

### **Méthode :**

1. Vérifiez si le fabricant requiert de mettre l'appareil hors tension quotidiennement ou encore, avant de réaliser une calibration du TDM. Si c'est le cas :
  - a. Assurez-vous que l'appareil est mis hors tension, de la façon requise par le fabricant;
  - b. Remettez l'appareil sous tension, de la façon requise par le fabricant.
2. Attendez que le TDM et l'ordinateur soient prêts à être utilisés, s'il y a lieu.
3. Assurez-vous que la fenêtre de mylar est propre et ne contient aucun artéfact ou matériel contrasté.
4. Assurez-vous que le centre du statif est libre de tout objet, que personne ne se trouve dans la salle d'examen et que les portes d'accès à la salle sont fermées.
5. Initiez le réchauffement du tube, en sélectionnant le protocole approprié.
  - a. Assurez-vous qu'aucun message d'erreur n'apparaît et faire les suivis requis, s'il y a lieu;
  - b. Notez dans le rapport de contrôle de qualité tout code d'erreur et le suivi effectué, s'il y a lieu.
6. Effectuez la calibration dans l'air en sélectionnant le mode de calibrage requis.

Note : Aucun fantôme n'est requis à cette étape.

  - a. Assurez-vous qu'aucun message d'erreur n'apparaît et faire les suivis requis, s'il y a lieu;
  - b. Notez dans le rapport tout code d'erreur et le suivi effectué, s'il y a lieu.

7. Vérifiez les valeurs des nombres CT de l'eau, avec le fantôme du fabricant.
  - a. Sélectionnez votre protocole standard de contrôle de qualité pour le fantôme d'eau du fabricant;
 

Note : Utiliser toujours le même protocole pour cette vérification. Créer un protocole standard, s'il y a lieu.
  - b. Placez le fantôme à l'extrémité de la table à la position tête;
  - c. Positionnez le fantôme à l'isocentre du statif en vous servant des centreurs lasers;
  - d. Balayer le fantôme avec le protocole approprié;
  - e. Notez dans le rapport tout code d'erreur et le suivi effectué, s'il y a lieu;
  - f. Sélectionnez une image au centre du fantôme;
  - g. Vérifiez la présence d'artéfact;
  - h. Tracez cinq régions d'intérêts (ROI) sur cette image: une au centre et quatre en périphérie (position 12h, 3h, 6h, et 9h);
    - i. Le diamètre de chaque ROI doit être ~10% du diamètre du fantôme;
    - ii. La distance entre le pourtour du fantôme et le centre géométrique des ROI de périphérie est égale au diamètre des ROI.
  - i. Notez dans le rapport, pour chaque ROI, le nombre CT moyen (M) et la déviation standard (SD);
  - j. Comparez les résultats obtenus aux résultats précédents;
 

Note : Une présentation graphique des résultats obtenus jour après jour, aidera à détecter une dérive des paramètres.
  - k. Calculez les écarts entre le M de la ROI du centre et chacun des M des ROI périphériques;
  - l. Avisez le technicien de service, les services biomédicaux et/ou le physicien, s'il y a lieu;
  - m. Notez dans le rapport le suivi effectué, s'il y a lieu.

**Critères de conformité :**

- Aucun message d'erreur affiché.
- La valeur M de chaque ROI, doit être de  $0 \pm 4$  UH.
- L'écart entre la valeur M de chaque ROI périphérique et la valeur M de la ROI du centre doit  $\leq 5$  UH.
- Les valeurs de SD doivent être similaires aux valeurs de SD obtenues habituellement lors des contrôles de qualité.
- Aucune dérive des résultats obtenus quotidiennement n'est observée.

## ***2.3 Fonctionnement des indicateurs***

---

### **Objectif :**

S'assurer du fonctionnement adéquat des indicateurs de la console et du statif.

### **Fréquence :**

Quotidienne

### **Matériel requis :**

Non-applicable

### **Méthode :**

1. Vérifiez le fonctionnement de chacun des indicateurs et des commandes, de la console, du statif et du tableau de contrôle.
2. Complétez le rapport.

### **Critère de conformité :**

- Chaque commande est opérationnelle.
- Chaque indicateur est fonctionnel.
- Les affichages sont visibles et normaux.

## ***2.4 Évaluation sommaire des stations d'acquisition et de reconstruction***

---

### **Objectif :**

S'assurer sommairement de la calibration des moniteurs d'acquisition et de reconstruction.

### **Fréquence :**

Quotidienne

### **Matériel requis :**

- \*Mire TG18-QC

Note : Utilisez les mires en format DICOM 2k

\*Les mires TG18 (« TG18 test patterns ») utilisées pour effectuer le contrôle de la qualité des moniteurs ont été développées par le groupe de travail « Task Group 18 » de l'« American Association of Physicists in Medicine » (AAPM) et sont couvertes par un droit d'auteur. Celle-ci sont toutefois disponible gratuitement à l'adresse suivante:

<http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18>

Note : Assurez-vous d'utiliser le format DICOM qui respectera un rapport 1 :1 entre le pixel de l'image et le pixel affiché, à moins d'indications contraires.

### **Méthode :**

Note : Effectuer ce test pour chacune des consoles d'acquisition et de reconstruction.

1. Assurez-vous que la mire TG18-QC est accessible sur chacune des consoles évaluées.
2. Vérifiez la propreté de chacun des moniteurs et mettez-les en fonction s'il y a lieu.
3. Vérifiez les conditions d'éclairage de la salle (fonctionnement du rhéostat).
4. Affichez la mire TG18-QC.
5. Maximisez la mire afin qu'elle couvre l'écran entier.

Note : Si l'écran est rectangulaire, assurez-vous que la mire couvre au minimum la partie la plus étroite et qu'elle se trouve au centre de l'écran.

6. Placez-vous dans les conditions normales d'utilisation et d'éclairage.  
Note : Il est recommandé de regarder l'image de la mire à une distance de 30 cm de l'écran.
7. Vérifiez si les caractéristiques de la mire sont visibles sur l'écran.  
Note : La description des caractéristiques de la mire TG18-QC, accompagnées de figures et tableaux, se trouve à l'Annexe A.
  - a. Évaluez la distorsion géométrique dans la zone de la mire prévue à cet effet (voir figure 9) :
    - i. Notez si de la distorsion géométrique est visible et si les motifs de la mire sont à l'échelle.
    - ii. Notez si les lignes apparaissent droites ou non.
  - b. Évaluez la réponse en luminance :
    - i. Vérifiez si tous les coins de faible contraste des 16 carreaux sont visibles (voir figure 8).
  - c. Évaluez la résolution à l'aide des motifs Cx et des motifs de paires de lignes situés aux quatre coins de la cible ainsi qu'en son centre (voir figure 8):
    - i. Vérifiez que tous les motifs Cx sont visibles.
    - ii. Vérifiez que les motifs de paires de lignes sont droits, parallèles et visibles.
  - d. Évaluez la détectabilité à faible contraste à l'aide des 3 expressions « QUALITY CONTROL » et des 2 cubes situés au-dessus (voir figure 8) :
    - i. Vérifiez si les 3 expressions « QUALITY CONTROL » et les 2 cubes au-dessus sont visibles.
  - e. Évaluez la profondeur de bit et la présence d'artéfacts de contour à l'aide des 2 rampes de luminance (voir figure 8).
    - i. Vérifiez si ces rampes ont l'apparence attendue.
  - f. Évaluez la présence d'artéfacts du signal vidéo, à l'aide des barres noires et blanches (voir figure 8).
    - i. Vérifiez si l'image du motif a l'apparence attendue.
  - g. Évaluez la diaphonie (« cross talk ») dans les écrans plats, à l'aide de la section horizontale située au milieu du haut de la mire (voir figure 8).
    - i. Vérifiez si l'image du motif a l'apparence attendue.
  - h. Notez les résultats dans le rapport.
8. Complétez le rapport pour chaque console et indiquez, s'il y a lieu, les distorsions géométriques observées.
9. Contactez le Service de génie biomédical ou le Service informatique pour faire ajuster la console s'il y a lieu.

### **Critère de conformité :**

- Les écrans sont propres et exempts de tâches.
- Le rhéostat est fonctionnel et permet d'ajuster l'éclairage de la pièce adéquatement.
- Les caractéristiques de la mire sont visibles sur l'écran.
  - Distorsion géométrique :
    - Aucune distorsion géométrique ne doit être visible.
    - Le motif utilisé pour évaluer la distorsion géométrique doit apparaître centré dans l'écran.
    - Les lignes de contour du carré central et des différents quadrants du motif utilisé pour évaluer la distorsion géométrique doivent être droites, visibles et à l'échelle; elles représentent les carrés.
  - Réponse en luminance :
    - Tous les coins de faible contraste des 16 carreaux doivent être visibles.
  - Résolution :
    - Tous les motifs Cx doivent être visibles.
    - Tous les motifs de paires de lignes doivent être droits, parallèles et visibles.
  - Détectabilité à faible contraste :
    - Les 3 expressions « QUALITY CONTROL » et les 2 cubes situés au-dessus doivent être visibles.
  - Profondeur de bits et artéfacts de contour :
    - Le dégradé des 2 rampes de luminance doit être uniforme et avoir l'apparence attendue. Aucune ligne de contour ne doit être visible.
  - Artéfacts de signaux vidéo :
    - Les grandes barres noires et blanches en haut au centre de la mire doivent être uniformes et avoir l'apparence attendue.
  - Diaphonie :
    - La section horizontale située au milieu du haut de la mire doit avoir l'apparence attendue, aucune distorsion ne doit apparaître.

## ***2.5 Contrôle des accès***

---

### **Objectif :**

S'assurer que les mécanismes en place de contrôle des accès à la salle de tomodensitométrie sont suffisants et fonctionnels.

### **Fréquence :**

Trimestrielle

### **Matériel requis :**

Non-applicable

### **Méthode :**

1. Notez le nombre d'accès direct à la salle de tomodensitométrie.
2. Vérifiez que les portes de ces accès puissent être verrouillées de l'intérieur de manière à empêcher d'entrer dans la salle de l'extérieur durant l'examen.
3. Vérifiez s'il y a présence d'un mécanisme d'interruption de l'émission de rayons X lorsqu'une porte donnant accès à la salle tomodensitométrie est ouverte de l'extérieur durant l'examen. Si un tel mécanisme existe, vérifiez son fonctionnement.
4. Vérifiez que le témoin lumineux est en fonction durant l'émission de rayons X.
5. Complétez le rapport.

### **Critère de conformité :**

- Les accès à la salle de tomodensitométries sont contrôlés.
- Un voyant lumineux à l'extérieur de la salle de tomodensitométrie est en fonction lors de l'émission de rayons X.

## ***2.6 Dosimétrie personnelle***

---

### **Objectif :**

S'assurer que l'exposition des travailleurs en tomodensitométrie respecte le principe ALARA et est en deçà des limites recommandées.

### **Fréquence :**

Trimestrielle

### **Matériel requis :**

- Rapport de dosimétrie produit par votre fournisseur de dosimètre personnel.

### **Méthode :**

1. Vérifiez, pour les dosimètres de corps de chaque travailleur visé :
  - a. la dose cumulée pour la période;
  - b. la dose annuelle cumulée.
2. Vérifiez, pour les dosimètres d'extrémité de chaque travailleur visé:
  - a. la dose cumulée pour la période;
  - b. la dose annuelle cumulée.
3. Vérifiez si des travailleurs visés ont cumulé pour la période, ou pour l'année une dose significativement supérieure aux autres travailleurs qui effectuent le même type de tâches. Si c'est le cas :
  - a. Déterminer l'origine de cette dose, avec le travailleur s'il y a lieu;
  - b. S'il y a lieu, réviser avec le travailleur les pratiques de travail dans le but d'améliorer celle-ci et réduire les risques d'exposition inutile.
4. Rencontrez individuellement tout travailleur dont la dose cumulée dépasse les normes recommandées afin de :
  - a. Évaluer avec celui-ci l'origine de cette dose;
  - b. Déterminer s'il y a lieu d'améliorer les façons de travailler afin de réduire l'exposition inutile.
5. Implantez des mesures pour réduire l'exposition inutile des travailleurs, s'il y a lieu.
6. Évaluez l'efficacité des modifications implantées.
7. Complétez le rapport.

### **Critère de conformité :**

Les limites d'exposition des travailleurs doivent respecter le principe ALARA, les limites d'exposition fixées par l'établissement ainsi que les limites recommandées par le CECR et les normes internationales.

Les limites d'exposition recommandées par le CECR sont basées sur les plus récentes recommandations de la *Commission internationale de protection radiologique* (ICRP Publication 118, ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context). Dans ce contexte, le CECR recommande que :

1. Les limites d'exposition annuelles des travailleurs (c'est-à-dire radiologistes, TIMs et autres intervenants) n'effectuant pas de procédures interventionnelles en radiologie ou encore, de procédures, d'interventions ou de manipulations reliées à de la médecine nucléaire soient les mêmes que celles recommandées pour les membres du public, soit :
  - 1 mSv pour tout le corps;
  - 15 mSv pour le cristallin;
  - 50 mSv pour la peau et les extrémités.

Note : Ce type de travailleur maintient facilement une exposition annuelle au corps, bien en deçà de 1 mSv.

2. Les limites d'exposition annuelles des travailleurs pouvant être exposés à des niveaux supérieurs aux limites recommandées pour les membres du public, dans le cadre de leurs fonctions, soient, au maximum, les suivantes :
  - 50 mSv pour tout le corps, avec un maximum de 100 mSv par 5 ans;
  - 50 mSv pour le cristallin, avec un maximum de 100 mSv par 5 ans;
  - 500 mSv pour la peau et les extrémités.

Note : Nonobstant ces limites, le niveau d'exposition habituel de chacun de ces travailleurs devrait être maintenu à un niveau raisonnable qui tient compte de leur pratique réelle, du niveau habituel d'exposition de ce type de travailleur et de l'application de bonnes pratiques en radioprotection. Il est de la responsabilité de l'établissement, avec l'aide du RRP, d'établir ces seuils.

3. Pour une travailleuse enceinte pouvant être exposés à des niveaux supérieurs aux limites recommandées pour les membres du public, dans le cadre de ses fonctions, au cours de la période allant de la déclaration de grossesse jusqu'à l'accouchement, la dose efficace cumulée doit être inférieure à 4 mSv.
4. Pour les technologues en stage et les étudiants, la dose cumulée annuellement doit être inférieure à :
  - 1 mSv pour tout le corps
  - 15 mSv pour le cristallin
  - 50 mSv pour la peau et les extrémités.

5. Un travailleur, un technologue en stage et un étudiant, ne devrait pas recevoir sans raison une dose significativement plus élevée que les doses relevées habituellement dans le même groupe de travailleur, pour la période évaluée et pour l'année en cours.
6. La gestion de l'exposition du personnel doit respecter le principe ALARA afin de réduire, autant que possible, leur exposition et éviter toute irradiation inutile.

## **2.7 Performance des stations de lecture de tomодensitométrie**

### **Objectifs :**

Évaluez les performances de toutes les stations de lecture utilisées en tomодensitométrie. Plus spécifiquement, les éléments suivants sont évalués : les conditions de lecture dans la pièce, l'état des moniteurs et la propreté des écrans, la luminance et son uniformité, la calibration de l'échelle de gris, la distorsion géométrique, la présence d'artéfacts, etc.

### **Fréquence :**

Semestrielle

### **Matériel requis :**

- \*Mires TG18-QC, TG18-CT, TG18-UN, TG18-UNL, TG18-LN12;  
Note : Utilisez les mires en format DICOM 2k.
- AAPM On-line Report number 03, Assessment of display Performance for Medical Imaging Systems, April 2005;
- Photomètre avec sonde télescopique;
- Règle transparente millimétrique.

\*Les mires TG18 (« TG18 test patterns ») utilisées pour effectuer le contrôle de la qualité des moniteurs ont été développées par le groupe de travail « Task Group 18 » de l'« American Association of Physicists in Medicine » (AAPM) et sont couvertes par un droit d'auteur. Celles-ci sont toutefois disponibles gratuitement à l'adresse suivante :

<http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18>

Note : Assurez-vous d'utiliser le format DICOM qui respectera un rapport 1 :1 entre le pixel de l'image et le pixel affiché, à moins d'indications contraires.

### **Méthode :**

Note : La description des caractéristiques de chacune des mires TG18 utilisées pour l'évaluation des performances des stations de lecture utilisées en tomодensitométrie, se trouve à l'Annexe A.

1. Ouvrez les moniteurs dans l'environnement de lecture d'image, s'il y a lieu.
2. Placez la pièce dans les conditions de lecture habituelles.

3. Sélectionnez la mire multi-usage TG18-QC (figure 8) et procédez à son analyse visuelle :
  - a. Placez la mire dans l'écran gauche.
  - b. Maximisez la mire afin qu'elle couvre l'écran entier.

Note : Si l'écran est rectangulaire, assurez-vous que la mire couvre au minimum la partie la plus étroite et qu'il se trouve au centre de l'écran.
  - c. Évaluez la distorsion géométrique dans la zone de la mire prévue à cet effet (voir figure 9) :
    - i. Notez si de la distorsion géométrique est visible et si les motifs de la mire sont à l'échelle.
    - ii. Notez si les lignes apparaissent droites ou non.
    - iii. Mesurez les longueurs verticales et horizontales du grand carré central entouré d'une ligne plus épaisse.
    - iv. Mesurez les longueurs verticales et horizontales des 4 quadrants du motif.
  - d. Évaluez la réponse en luminance :
    - i. Vérifiez si tous les coins de faible contraste des 16 carreaux sont visibles (voir figure 8).
  - e. Évaluez la résolution à l'aide des motifs Cx et des motifs de paires de lignes situés aux quatre coins de la cible ainsi qu'en son centre (voir figure 8):
    - i. Vérifiez que tous les motifs Cx sont visibles.
    - ii. Vérifiez que les motifs de paires de lignes sont droits, parallèles et visibles.
  - f. Évaluez la détectabilité à faible contraste à l'aide des 3 expressions « QUALITY CONTROL » et des 2 cubes situés au-dessus (voir figure 8) :
    - i. Vérifiez si les 3 expressions « QUALITY CONTROL » et les 2 cubes au-dessus sont visibles.
  - g. Évaluez la profondeur de bit et la présence d'artéfacts de contour à l'aide des 2 rampes de luminance (voir figure 8).
    - i. Vérifiez si ces rampes ont l'apparence attendue.
  - h. Évaluez la présence d'artéfacts du signal vidéo, à l'aide des barres noires et blanches (voir figure 8).
    - i. Vérifiez si l'image du motif a l'apparence attendue.
  - i. Évaluez la diaphonie dans les écrans plats, à l'aide de la section horizontale située au milieu du haut de la mire (voir figure 8).
    - i. Vérifiez si l'image du motif a l'apparence attendue.
  - j. Notez les résultats dans le rapport.
  - k. Positionnez la mire dans l'écran droit et répétez les étapes b à j.

4. Sélectionnez la mire TG18-CT (figure 10) et procédez à son analyse visuelle :
  - a. Placez la mire dans l'écran gauche.
  - b. Comptez le nombre de cercles et de demi-cercles visibles.
  - c. Comptez le nombre de coins de faible contraste visibles.
  - d. Notez les résultats dans le rapport.
  - e. Positionnez la mire dans l'écran droit et répétez les étapes b à d.
5. Sélectionnez la mire TG18-UN10 et procédez à son analyse :
  - a. Placez la mire dans l'écran gauche.
  - b. Mesurez, avec un photomètre, la luminance au centre de la mire.
  - c. Notez le résultat dans le rapport.
  - d. Positionnez la mire dans l'écran droit et répétez les étapes b et c.
6. Sélectionnez la mire TG18-UN80 (figure 11) et procédez à son analyse :
  - a. Placez la mire dans l'écran gauche.
  - b. Mesurez, avec un photomètre, la luminance au centre de la mire.
  - c. Notez le résultat dans le rapport.
  - d. Positionnez la mire dans l'écran droit et répétez les étapes b et c.
7. Sélectionnez la mire TG18-UNL80 (figure 12) et procédez à son analyse :
  - a. Placez la mire dans l'écran gauche.
  - b. Mesurez, avec un photomètre, la luminance au centre de la mire ainsi que dans chacun des quatre coins.
  - c. Notez le résultat dans le rapport.
  - d. Positionnez la mire dans l'écran droit et répétez les étapes b et c.
8. Sélectionnez la mire TG18-UNL10 (figure 13) et procédez à son analyse :
  - a. Placez la mire dans l'écran gauche.
  - b. Mesurez, avec un photomètre, la luminance au centre de la mire ainsi que dans chacun des quatre coins.
  - c. Notez le résultat dans le rapport.
  - d. Positionnez la mire dans l'écran droit et répétez les étapes b et c.

9. Sélectionnez l'ensemble de mire TG18-LN12 (figure 14) et procédez à l'analyse :
  - a. Placez l'une après l'autre, chacune des 18 mires de cette série dans l'écran gauche.
    - i. Mesurez la luminance au centre de chacune des mires de cette série ( $L_{m\_mesurée}$ ).
    - ii. Notez chacun des résultats dans le rapport.
  - b. Placez l'une après l'autre, chacune des 18 mires de cette série dans l'écran de droite et répétez les mêmes mesures.
  
10. Évaluez les conditions d'éclairage de la pièce :
  - a. Positionnez la sonde du photomètre près du centre des moniteurs tout en dirigeant le capteur vers son opérateur.
  - b. Notez la luminance ( $L_{amb}$ ) dans le rapport.

### Analyse des données :

- **Mire TG18-QC :**

Calculez la déviation spatiale maximale ( $D_S$ ) entre les mesures orthogonales, pour la région centrale et les 4 quadrants, à l'aide de l'équation suivante :

$$D_S = \frac{(Long_{max} - Long_{min})}{Long_{min}} \quad (2.7.1)$$

- **Mires TG18-UNL :**

Calculez la déviation de luminance ( $\Delta L$ ), à l'aide de l'équation suivante :

$$\Delta L = 2 * \frac{(L_{max} - L_{min})}{(L_{max} + L_{min})} \quad (2.7.2)$$

- **Mires TG18-LN12 :**

1. Comparer la réponse en contraste calculée à la réponse en contraste de l'échelle de gris standardisée (GSDF DICOM) :

- a. Calculez la luminance totale ( $L_m$ ) de chaque mire TG18-LN12-m, pour chaque moniteur, en tenant compte de la luminance ambiante ( $L_{amb}$ ) :

$$L_m = L_{m\_mesurée} + L_{amb} \quad (2.7.3)$$

- b. Calculez la luminance minimale ( $L_{min}$ ) et la luminance maximale ( $L_{max}$ ) à partir des luminances minimales et maximales mesurées sur les deux moniteurs de la station :

$$L_{min} = \frac{(L_{min\ gauche} + L_{min\ droit})}{2} \quad (2.7.4)$$

$$L_{\max} = \frac{(L_{\max \text{ gauche}} + L_{\max \text{ droit}})}{2} \quad (2.7.5)$$

- c. Calculez les indices JND (c'est-à-dire « Just Noticeable Difference », référant à une différence à peine notable de luminance) minimal ( $j_{\min}$ ) et maximal ( $j_{\max}$ ) à partir de  $L_{\min}$  et  $L_{\max}$ , avec l'équation suivante :

$$j(L) = \left( \begin{array}{l} A + B * \log_{10}(L) + C * (\log_{10}(L))^2 + D * (\log_{10}(L))^3 + E * (\log_{10}(L))^4 + \\ F * (\log_{10}(L))^5 + G * (\log_{10}(L))^6 + H * (\log_{10}(L))^7 + I * (\log_{10}(L))^8 \end{array} \right) \quad (2.7.6)$$

Où :

$$\begin{aligned} A &= 71,498068 \\ B &= 94,593053 \\ C &= 41,912053 \\ D &= 9,8247004 \\ E &= 0,28175407 \\ F &= -1,1878455 \\ G &= -0,18014349 \\ H &= 0,14710899 \\ I &= -0,011046845 \end{aligned}$$

- d. Calculez les indices JND ( $j_m$ ) attendus pour la courbe GSDF DICOM en fonction des valeurs de présentation (p-value), à partir de l'équation suivante :

$$j_m = j_{\min} + \left( \frac{(j_{\max} - j_{\min})}{(p_{\max} - p_{\min})} * p_m \right) \quad (2.7.7)$$

Où :

- $j_m$  : indice JND de la mire TG18-LN12-m correspondante
- $p_{\max}$  : valeur de p-value maximal (i.e. TG18-LN12-18)
- $p_{\min}$  : valeur de p-value minimale (i.e. TG18-LN12-01)
- $p_m$  : valeur de p-value de la mire TG18-LN12-m correspondante

- e. Calculez les luminances attendues pour la courbe GSDF DICOM en fonction des différents indices JND ( $j_m$ ) calculés :

$$L(j) = 10^{\left( \frac{(a+c*\ln(j)+e*(\ln(j))^2+g*(\ln(j))^3+m*(\ln(j))^4)}{(1+b*\ln(j)+d*(\ln(j))^2+f*(\ln(j))^3+h*(\ln(j))^5+k*(\ln(j))^5)} \right)} \quad (2.7.8)$$

Où :

$$\begin{aligned} a &= -1,3011877 \\ b &= -2,584019 \times 10^{-2} \\ c &= 8,0242636 \times 10^{-2} \\ d &= -1,0320229 \times 10^{-1} \\ e &= 1,3646699 \times 10^{-1} \\ f &= 2,8745620 \times 10^{-2} \\ g &= -2,5468404 \times 10^{-2} \\ h &= -3,1978977 \times 10^{-3} \\ k &= 1,2992634 \times 10^{-4} \\ m &= 1,3635334 \times 10^{-3} \end{aligned}$$

- f. Calculez les contrastes attendus pour la courbe GSDF DICOM ( $\delta^D$ ) entre les différentes mires consécutives TG18-LN12-m :

$$\delta_m^D = \left( \frac{2 * (L_m - L_{m-1})}{(L_m + L_{m-1}) * (j_m - j_{m-1})} \right) \text{ à } j_{mm}^D = \left( \frac{(j_m - j_{m-1})}{2} \right) \quad (2.7.9)$$

2. Calculez les performances de chaque moniteur :
- a. Calculez le rapport de luminance (RL) à l'aide de cette équation :

$$RL = \frac{L_{\max}}{L_{\min}} \quad (2.7.10)$$

- b. Calculez les indices JND ( $j(L)$ ) de chacune des mires de la série TG18-LN12-m (équation 2.7.6) en utilisant les luminances totales ( $L$ ) calculées précédemment.
- c. Calculez les contrastes observés ( $\delta_m$ ) entre les mires subséquentes de la série TG18-LN12-m (équation 2.7.9).
- d. Calculez la déviation absolue ( $Dév_m$ ) entre les contrastes observés ( $\delta_m$ ) et les contrastes mesurés ( $\delta_m^D$ ), en utilisant la formule suivante :

$$Dév_m = \left| \frac{\delta_m^D - \delta_m}{\delta_m^D} \right| \quad (2.7.11)$$

- e. Tracez la courbe de réponse en luminance en fonction de l'indice de JND en comparant la réponse des moniteurs à la courbe GSDF DICOM attendue.
- f. Tracez la courbe de réponse en contraste en fonction de l'indice JND en comparant la réponse des moniteurs à la courbe GSDF DICOM attendue.
3. Notez toutes les valeurs obtenues et les courbes dans le rapport.

## Critère de conformité :

- **Mire TG18-QC :**
  - Distorsion géométrique :
    - Aucune distorsion géométrique ne doit être visible.
    - Le motif utilisé pour évaluer la distorsion géométrique doit apparaître centré dans l'écran.
    - Les lignes de contour du carré central et des différents quadrants du motif utilisé pour évaluer la distorsion géométrique doivent être droites, visibles et à l'échelle; elles représentent les carrés.
    - La déviation spatiale maximale (Ds) ne doit pas excéder 2 % pour les moniteurs utilisés en diagnostique (aussi appelés moniteurs primaires).  
Note : Pour les moniteurs secondaires, la déviation spatiale (Ds) doit être inférieure ou égale à 5 %.
  - Réponse en luminance :
    - Tous les coins de faible contraste des 16 carreaux doivent être visibles.
  - Résolution :
    - Tous les motifs Cx doivent être visibles.
    - Tous les motifs de paires de lignes doivent être droits, parallèles et visibles.
  - Détectabilité à faible contraste :
    - Les 3 expressions « QUALITY CONTROL » et les 2 cubes situés au-dessus doivent être visibles.
  - Profondeur de bits et artéfacts de contour :
    - Le dégradé des 2 rampes de luminance doit être uniforme et avoir l'apparence attendue. Aucune ligne de contour ne doit être visible.
  - Artéfacts de signaux vidéo :
    - Les grandes barres noires et blanches en haut au centre de la mire doivent être uniformes et avoir l'apparence attendue.
  - Diaphonie :
    - La section horizontale située au milieu du haut de la mire doit avoir l'apparence attendue, aucune distorsion ne doit apparaître.
- **Mire TG18-CT :**
  - Tous les demi-cercles de contraste doivent être visibles.
  - Un minimum de 56 coins de faible contraste doivent être visibles.
- **Mire TG18-UN :** Pour chacune des mires TG18-UN10 et TG18-UN80,
  - La mire doit être complètement uniforme.
  - Aucune non-uniformité ponctuelle  $\geq 1$  cm.
- **Mire TG18-UNL :** Pour chacune des mires TG18-UNL10 et TG18-UNL80,
  - La luminance de chaque zone ( $L_x$ ) ne doit pas varier de plus de  $\pm 15$  % de la valeur moyenne des 5 mesures de luminance ( $L_{moy}$ ).
$$L_x = L_{moy} \pm 15\%$$
  - L'écart entre la luminance au centre ( $L_c$ ) et la luminance dans chacun des coins ( $L_x$ ) doit être inférieur à 15 % de  $L_c$ .

$$L_x = L_c \pm 15\%$$

- La déviation maximale de luminance doit être inférieure ou égale à 30 %, selon l'équation suivante :

$$\left| 2 * \frac{(L_{\max} - L_{\min})}{(L_{\max} + L_{\min})} \right| \leq 0,3$$

- **Mire TG18-LN12 :**

- L'écart de luminance entre les moniteurs droit et gauche doit être inférieur ou égal à 10 %

$$\left| 2 * \frac{(L_{\max \text{ droit}} - L_{\max \text{ gauche}})}{(L_{\max \text{ droit}} + L_{\max \text{ gauche}})} \right| \leq 0,1$$

- Le rapport de luminance (RL) doit être supérieur à 250 pour chacun des moniteurs utilisés en diagnostique (moniteurs primaires).

$$\frac{L_{\max}}{L_{\min}} > 250$$

Note : Pour les moniteurs secondaires, le LR doit être supérieur à 100.

- La luminance maximale de chaque moniteur utilisé en diagnostique (moniteur primaire) doit être supérieure ou égale à 170 cd/m<sup>2</sup>.

Note : Pour les moniteurs secondaires, la luminance maximale doit être supérieure ou égale à 100 cd/m<sup>2</sup>.

- La déviation absolue (*Dév<sub>i</sub>*) entre des contrastes observés ( $\delta_i$ ) et les contrastes attendus ( $\delta_i^D$ ) doit être inférieure ou égale à 10 % pour les moniteurs utilisés en diagnostique (moniteurs primaires).

$$\left| \frac{\delta_i^D - \delta_i}{\delta_i^D} \right| \leq 10\%$$

Note : Pour les moniteurs secondaires, la déviation absolue doit être inférieure ou égale à 20 %.

- **Conditions de lecture :**

- La luminance doit être inférieure à 10 lux.
- Les écrans des moniteurs doivent être propres.

## **2.8 Vérification des registres d'entretien préventif et correctifs**

---

### **Objectif :**

S'assurer que les entretiens préventifs et les correctifs requis sont effectués.

### **Fréquence :**

Annuelle

### **Matériel requis :**

- Rapports de maintenance préventive;
- Preuves de correctifs;
- Registres de contrôle de qualité.

### **Méthode :**

1. Réviser les rapports de maintenance préventive de l'appareil.
2. Vérifier que les correctifs requis ont été effectués.
3. Consulter le TGBM au besoin pour obtenir plus de précision.
4. Faire le suivi des correctifs en attente d'être effectués jusqu'à leur complétion.
5. Faire vérifier le TDM par le physicien/ingénieur suite à une intervention majeure, tel que changement de tube à rayons X, alimentation de tube, système de détection, etc.
6. Compléter le rapport.

### **Critère de conformité :**

- Les maintenances préventives requises ont été effectuées aux fréquences requises.
- Les correctifs requis ont été effectués.
- Les correctifs incomplets respectent la planification de correction prévue.
- Les vérifications additionnelles requises du TDM par le physicien/ingénieur, ont été effectuées suite aux correctifs, s'il y a lieu.
- Des vérifications additionnelles requises du TDM par le physicien/ingénieur, ont été planifiées en prévision de la complétion des correctifs en cours, s'il y a lieu.

## ***2.9 Vérification des vêtements protecteurs***

---

### ***Objectif :***

S'assurer de la présence et de l'intégrité des vêtements protecteurs.

### ***Fréquence :***

Annuelle

### ***Matériel requis :***

Non applicable

### ***Méthode :***

1. Vérifiez la disponibilité en nombre suffisant de vêtements protecteurs adéquats.
2. Vérifiez que les vêtements protecteurs sont rangés selon les recommandations du manufacturier.
3. Vérifiez l'intégrité de chacun de ces vêtements protecteurs à l'aide d'un appareil de radiographie ou de radioscopie.
4. Retirez les vêtements protecteurs inadéquats.
5. Complétez le rapport.

### ***Critère de conformité :***

- Des vêtements protecteurs doivent être disponibles en nombre suffisant pour répondre aux besoins des travailleurs, des patients et de leurs accompagnateurs.
- Les vêtements protecteurs doivent être rangés selon les recommandations du manufacturier lorsqu'ils ne sont pas utilisés.
- Les vêtements protecteurs sur lesquels on observe une zone totale déficiente de plus de 670 mm<sup>2</sup> (1 po<sup>2</sup>) ne sont pas acceptables.
- Les vêtements protecteurs sur lesquels on observe des défauts près de la thyroïde ou des organes génitaux, d'un diamètre de plus de 5 mm ne doivent pas être utilisés.
- Les vêtements protecteurs sur lesquels sont observés des défauts en nombre et en dimension suffisante pour nuire à sa fonction protectrice ne doivent pas être utilisés.

## ***2.10 Information***

---

### **Objectif :**

S'assurer que les informations techniques et informatiques concernant le TDM et ses fonctionnalités sont à jour.

### **Fréquence :**

Annuelle

### **Matériel requis :**

Non applicable

### **Méthode :**

1. Vérifiez les informations techniques du TDM, c'est-à-dire la marque, le modèle et le numéro de série.
2. Vérifiez s'il y a eu des mises à jour techniques ou informatiques.
3. Vérifiez s'il y a eu des ajouts de nouvelles fonctionnalités et, s'il y a lieu, si des travailleurs ont reçus des formations en lien avec ces nouvelles fonctionnalités (exemple : module de reconstruction itérative).
4. Complétez le registre.

### **Critère de conformité :**

- Les mises à jour techniques et informatiques requises pour le TDM, sont installées.
- Suite à l'installation de nouvelles fonctionnalités sur le TDM, des travailleurs ont reçus une formation adéquate.



# Section 3 :

## Physicien et ingénieur



# PROCOLES DE CONTRÔLE DE QUALITÉ

## RÔLE ET RESPONSABILITÉ DU PHYSICIEN/INGÉNIEUR

Le physicien/ingénieur mandaté par l'établissement et/ou le laboratoire privé, pour effectuer les contrôles de qualité annuel, a un rôle de conseiller en radioprotection en TDM. Sa contribution est essentielle à l'implantation et au maintien d'un programme de contrôle de qualité et de radioprotection en tomodensitométrie efficace et performant.

Il est responsable de :

- Contacter le TIM désigné lors de ses visites, afin d'avoir accès aux registres de contrôles de qualité et de maintenance effectués sur le TDM.
- Réviser les registres de contrôles de qualité et les travaux effectués sur le TDM dans la dernière année, incluant les précédents contrôles de qualité annuels.
- Procéder aux contrôles de qualité spécifiés dans cette section, en respectant les procédures décrites, à moins de limitations spécifiques.
- Effectuer tout autre vérification ou contrôle de qualité jugé pertinent et utile, s'il y a lieu.
- Compléter un rapport de contrôle de qualité complet, spécifiant toute dérogation ou ajout à la procédure ainsi que tous les correctifs et ajustements recommandés, s'il y a lieu.
- Remettre copie de ce rapport au TIM désigné et à toute autre personne spécifiée par l'établissement ou le laboratoire privé.
- Présenter au TIM désigné, et à toute autre personne spécifiée par l'établissement ou le laboratoire privé, le contenu de son rapport,
- Informer le TIM désigné, de toutes mesures pouvant améliorer la radioprotection en tomodensitométrie.
- Refaire les contrôles de qualité pertinents, à la demande de l'établissement ou du laboratoire privé, suite à un ajustement ou une réparation d'une installation de tomodensitométrie.

### ***3.1 Information***

---

#### **Objectif :**

S'assurer que les informations techniques et informatiques concernant le TDM et ses fonctionnalités sont à jour.

#### **Fréquence :**

Annuelle

#### **Matériel requis :**

Non applicable

#### **Méthode :**

1. Vérifiez les informations techniques du TDM, c'est-à-dire la marque, le modèle et le numéro de série.
2. Vérifiez s'il y a eu des mises à jour techniques ou informatiques.
3. Vérifiez s'il y a eu des ajouts de nouvelles fonctionnalités et, s'il y a lieu, si des travailleurs ont reçu des formations en lien avec ces nouvelles fonctionnalités (exemple : module de reconstruction itérative).
4. Complétez le registre.

#### **Critère de conformité :**

- Les mises à jour techniques et informatiques requises pour le TDM sont installées.
- À la suite de l'installation de nouvelles fonctionnalités sur le TDM, des travailleurs ont reçu une formation adéquate.

## 3.2 Analyse de blindage

---

### **Objectifs :**

Vérifiez si le blindage de la salle de tomodensitométrie respecte les normes en vigueur et s'il limite adéquatement les risques d'exposition des travailleurs et des membres du public actuellement ainsi que dans la prochaine année, si des changements sont prévus.

### **Fréquence :**

Annuelle

### **Matériel requis :**

- Plan à l'échelle, complet et à jour, de la salle de tomodensitométrie et de ses environs.
- Spécifications techniques du tomodensitomètre (incluant les courbes de distribution du rayonnement à proximité du tomodensitomètre pour un protocole connu).
- *NCRP Report No.147, Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities.*

### **Méthode :**

1. Assurez-vous que le plan est à l'échelle, qu'il est complet et à jour et qu'il correspond à ce qui est observé.
  - a. Notez les informations dans le rapport ;
  - b. Collectez et ajoutez au rapport les informations manquantes ;
  - c. Modifiez le plan, s'il y a lieu.

Note : Une copie complète et à jour du plan doit être jointe au rapport du physicien.

2. Recueillez les différentes informations requises pour l'évaluation du blindage en fonction de son utilisation actuelle, incluant :
  - a. Les limites d'exposition appliquées localement, s'il y a lieu ;
  - b. La qualification des zones environnantes (c'est-à-dire contrôlées ou non-contrôlées)
  - c. Le coefficient d'occupation des zones environnantes ;
  - d. La tension maximale du tube radiogène (kVp) ;
  - e. Le produit courant-temps maximal du tube radiogène (mAs) ;
  - f. Le nombre hebdomadaire d'examens effectués, pour chacun des protocoles ;

Note : Tenir compte des acquisitions multiples dans un même protocole, s'il y a lieu.

- g. Les paramètres de charge des différents protocoles ;
- h. Les valeurs typiques de CTDI<sub>vol</sub> et de DLP pour chacun des différents protocoles ;

Note : Tenir compte des acquisitions multiples dans un même protocole, s'il y a lieu.

- i. La composition actuelle des murs de la salle de tomodensitométrie ;
  - j. Toute autre information pertinente.
3. Notez dans le rapport les informations recueillies.
  4. Sélectionnez au minimum, l'une des 3 méthodes d'analyse de blindage présentées dans le *NCRP Report No.147* (les 3 méthodes étant *CTDI-100*, *DLP* et *Isodoses*), en fonction des données disponibles.

Note : Précisez au rapport la ou les méthodes utilisées.

5. Calculez le blindage requis en fonction de la charge de travail, de l'organisation des lieux et des limites d'exposition en vigueur. Essentiellement, pour y arriver, il est requis de :
  - a. Calculez le kerma hebdomadaire en périphérie de la salle de tomodensitométrie, sans tenir compte du blindage actuel;
  - b. Déterminez le facteur de transmission du blindage actuel ;
  - c. Calculez l'exposition hebdomadaire résultante ;
  - d. Calculez les limites d'exposition hebdomadaire attendues dans les zones environnantes en fonction du taux d'occupation ;
  - e. Vérifiez si l'exposition hebdomadaire calculée demeure en deçà des limites hebdomadaires utilisées.

Note : Si ce n'est pas le cas, calculez les besoins additionnels en blindage.

6. Effectuez, au besoin, des mesures de rayonnement en périphérie de la salle du TDM afin de confirmer les calculs.
7. Déterminez si le blindage est adéquat pour l'utilisation actuelle.
8. Notez les résultats dans le rapport.
9. Vérifiez et notez s'il est planifié de modifier l'utilisation du tomodensitomètre et des pièces environnantes au cours de la prochaine année. Si c'est le cas :
  - a. Notez au rapport les changements planifiés ;
  - b. Calculez si, avec ces changements, le blindage actuel demeure adéquat ;
  - c. Notez les résultats au rapport.
10. Joignez une copie du plan de blindage complet et à jour, au rapport.

### **Analyse des données :**

#### ➤ *Limites d'exposition dans les zones contrôlées et non contrôlées*

La classification des zones en périphérie des salles d'imagerie médicale ainsi que la détermination des limites d'exposition dans ces zones, doivent respecter le principe ALARA, les limites d'exposition fixées par l'établissement et les limites recommandées par le CECR ainsi que les normes internationales.

Les limites d'exposition recommandées par le CECR sont basées sur les plus récentes recommandations de la *Commission internationale de protection radiologique* (ICRP

Publication 118, ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context). Dans ce contexte, le CECR recommande que l'on désigne :

1. *Zone non-contrôlée* : une zone où peuvent se trouver des travailleurs (incluant des radiologistes, des TIMs et d'autres intervenants) n'effectuant pas de procédures interventionnelles en radiologie ou encore, de procédures, d'interventions ou de manipulations reliées à de la médecine nucléaire, ou encore des patients ou des membres du public.

La limite d'exposition dans ce type de zone sera au maximum de 1mSv/année.

Note : Ce type de travailleur décrit ci-haut, maintient habituellement une exposition annuelle au corps, bien en deçà de 1 mSv (~0,02mSv/sem.).

2. *Zone contrôlée* : une zone où œuvrent des travailleurs pouvant être exposés à des niveaux supérieurs aux limites pour les membres du public, dans le cadre de leurs fonctions.

La limite d'exposition dans chacune de ces zones devrait être maintenue à un niveau raisonnable qui tient compte de la pratique réelle des travailleurs, du niveau habituel d'exposition de ce type de travailleur et de l'application de bonnes pratiques en radioprotection. De plus la limite d'exposition maximale ne devra pas dépasser 20mSv/année (~0,4mSv/sem).

Note : Il est de la responsabilité de l'établissement, avec l'aide du RRP, d'établir ces seuils raisonnables.

- *Contribution des rayonnements primaire et secondaire dans l'évaluation du blindage*  
Pour l'évaluation du blindage d'une salle de tomodensitométrie, seul le rayonnement diffusé et le rayonnement de fuite sont considérés en raison de la configuration de l'appareil. Le faisceau direct de rayons X produit par le tomodensitomètre est collimé en un éventail étroit le long de l'axe de rotation. Il est normalement atténué par le patient, les détecteurs et la structure du statif et ce, jusqu'à un niveau bien inférieur au rayonnement secondaire.

- *Coefficient d'occupation*  
Le coefficient d'occupation (T) correspond au taux d'occupation d'une zone environnante par la personne qui passe le plus de temps à cet endroit, lorsque le tomodensitomètre est utilisé. Le coefficient maximal est 1 et correspond à un taux d'occupation de la zone de 100 %.

Pour l'évaluation de blindage, il est essentiel d'établir les coefficients d'occupation en tenant compte de la réalité et des spécificités du lieu. Les coefficients d'occupation présentés dans le tableau 1 demeurent des balises. Il est recommandé de les utiliser lorsque l'information requise pour établir le taux d'occupation est insuffisante.

**Tableau 1 :** Coefficients d'occupation recommandés en fonction du type de zone

| TYPE DE ZONE  | COEFFICIENT D'OCCUPATION (T) |
|---|------------------------------|
| Bureau administratif, zone d'accueil, laboratoire, pharmacie et autre type d'aire de travail occupée à temps plein par un individu; poste de réception, salle d'attente occupée, aire de jeu intérieure pour enfants, salle de radiologie adjacente, salle de lecture d'imagerie, poste des infirmières, poste de contrôle de radiologie. | 1                            |
| Salle utilisée pour les traitements ou les examens.   | ½                            |
| Couloir, chambre de patients, salle d'employés, salle de repos à l'usage du personnel.  | 1/5                          |
| Porte donnant accès au corridor.  | ⅛                            |
| Toilette publique, aire de vente sans surveillance, local d'entreposage, aire extérieure avec bancs, salle d'attente sans surveillance, aire d'attente pour les patients en transition.   | 1/20                         |
| Espace extérieur permettant la circulation des piétons ou des véhicules, stationnement sans surveillance, débarcadère sans surveillance, grenier, escalier, ascenseur sans surveillance, placard de service.  | 1/40                         |

### Critère de conformité :

- L'exposition hebdomadaire potentielle dans les zones contrôlées et non contrôlées doit respecter le principe ALARA, les limites d'exposition fixées par l'établissement ainsi que les limites recommandées par le CECR et les normes internationales.

Les limites d'exposition recommandées par le CECR sont basées sur les plus récentes recommandations de la *Commission internationale de protection radiologique* (ICRP Publication 118, ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context). Dans ce contexte, le CECR recommande que :

- a. En zone non-contrôlée : la limite d'exposition potentielle soit de 1mSv/année (~0,02mSv/sem).
  - b. En zone contrôlée : la limite d'exposition soit maintenue à un niveau raisonnable qui tient compte de la pratique réelle des travailleurs, du niveau habituel d'exposition de ce type de travailleur et de l'application de bonnes pratiques en radioprotection. De plus la limite d'exposition maximale ne dépasse pas 20mSv/année (~0,4mSv/sem).
- L'installation doit respecter les critères de blindage reconnus et en vigueur.

### ***3.3 Ouverture du collimateur***

---

#### **Objectif :**

Vérifier la largeur réelle de l'ouverture du collimateur pour toutes les conformations de détecteurs utilisées cliniquement.

#### **Fréquence :**

Annuelle

#### **Matériel requis :**

- Film (Ready Pack, Polaroid, GafChromic, etc.) ou plaque CR (sans sa cassette de protection);
- Support radio-transparent à surface plane créant peu de radiodiffusé (exemple : styromousse, boîte de carton, etc.);
- Marqueurs radio-opaques, si nécessaire;
- Règle millimétrique et/ou console lecture CR, selon le cas.

#### **Méthode :**

1. Identifiez les conformations de détecteurs disponibles et utilisées en mode clinique.
2. Sélectionnez le mode service sur la console TDM.  
Note : Si le mode service est inaccessible sur ce TDM, le test peut être réalisé en mode clinique, en sélectionnant le mode séquentiel.
3. Positionnez le film ou la plaque CR sur un support radio-transparent déposé sur la table d'examen.
4. Positionnez la table afin que le film (ou la plaque CR) soit à l'isocentre, à l'aide des repères lumineux (c'est-à-dire lasers de positionnement).
5. Mettez un marqueur radio-opaque pour identifier le tracé de la conformation du détecteur évaluée, si nécessaire.
6. Protégez la portion non-exposée du film (ou de la plaque CR) avec un tablier ou une feuille de plomb, si nécessaire.
7. Positionnez le tube radiogène à 12 h, en mode stationnaire.  
Note : Si vous devez faire ce test en mode séquentiel, passez à l'étape suivante.

8. Sélectionnez les paramètres de base du protocole utilisé pour ce test.
  - a. Pour le film, il est recommandé d'utiliser 120 kVp et 120 mAs.
  - b. Pour la plaque CR, il est recommandé d'utiliser 80 kVp et 20 mAs.

Note 1: Pour réduire l'effet de halo (artéfacts de « blooming ») sur la plaque CR ou le film, il est recommandé d'utiliser une combinaison de kVp et de mAs plus faibles.

Note 2: Il est recommandé de faire le test avec le petit foyer.

Note 3: En mode séquentiel, assurez-vous qu'une seule rotation sera effectuée lors du test.

Note 4: Assurez-vous d'utiliser le même protocole à chaque fois.
9. Sélectionnez une conformation de détecteur utilisée cliniquement (ex. 64 x 0,625 mm).
10. Notez les paramètres utilisés dans le rapport de contrôle de qualité.
11. Faites l'acquisition.
12. Déplacez longitudinalement la table dans le but de répéter l'exposition avec une conformation de détecteur différente.
13. Répétez les étapes 9 à 12 pour toutes les conformations de détecteur à évaluer.
 

Note : Toutes les conformations utilisées cliniquement doivent être évaluées.
14. Retirez le film ou la cassette du TDM.
15. Mesurez les largeurs de collimation de chacune des conformations.
  - a. Pour le film, mesurez directement la largeur des sections noircies avec une règle.
  - b. Pour la plaque CR, remettez-la dans la cassette de protection et faites-en la lecture dans le lecteur CR. Au moyen d'un outil de mesure informatique, mesurez la zone exposée au rayonnement ionisant en utilisant la zone centrale du tracé.

Note : On peut vérifier l'étalonnage de l'outil de mesure informatique en mesurant la hauteur des marqueurs radio-opaques utilisés et en la comparant aux mesures réelles.
16. Notez les mesures dans le rapport.

### **Critère de conformité :**

- Pour une ouverture théorique du collimateur  $\leq 5$  mm, l'écart avec la valeur réelle  $\leq 60$  %.
- Pour une ouverture théorique du collimateur  $> 5$  mm, l'écart avec la valeur réelle  $\leq 30$  %.

### ***3.4 Performances du tube radiogène***

---

#### **Objectifs :**

Vérifier les performances du tube radiogène en évaluant:

- l'exactitude des tensions utilisées cliniquement;
- le débit d'exposition (ou de kerma dans l'air), sa reproductibilité et sa linéarité;
- la qualité du faisceau.

#### **Fréquence :**

Annuelle (ainsi qu'à la suite de tout changement de tube)

#### **Matériel requis :**

- Multimètre calibré pour mesurer les tensions (kVp) ainsi que l'exposition (mR) ou le kerma (mGy);
- Support radio-transparent à surface plane créant peu de radiodiffusé (exemple : styromousse, boîte de carton, etc.);
- Feuilles d'aluminium atteignant une épaisseur cumulative jusqu'à 10 mm;
- Support à absorbant (pour feuilles d'aluminium).

#### **Méthode :**

1. Identifiez les tensions disponibles sur la console TDM et utilisées cliniquement.

Note: Lorsque des protocoles pédiatriques sont disponibles, il est important de vérifier la tension à 80 kVp, lorsqu'elle est disponible.

2. Identifiez les 5 valeurs de mAs, utilisées le plus couramment dans les examens cliniques, effectués à 120 kVp et les inscrire dans le rapport.

Note : Dans le cas où le TDM le plus couramment utilisé en clinique a une tension différente, identifiez les 5 valeurs de mAs utilisées le plus souvent à cette tension et ajoutez cette précision au rapport.

3. Sélectionnez le mode service sur la console du TDM.
4. Positionnez le détecteur de rayonnement à l'isocentre sur la table.

Note : La partie active du détecteur doit être entièrement couverte par le rayonnement ionisant.

5. Positionnez le tube radiogène à 12 h, en mode stationnaire.

➤ *Précision de la tension et reproductibilité du débit*

---

6. Programmez le protocole :
  - a. Sélectionnez un filtre physique, s'il y a lieu;  
Note : Certains TDM ont plus d'un filtre physique (tête et corps).
  - b. Sélectionnez une des tensions utilisées cliniquement (réf. étape 1);
  - c. Sélectionnez 100 mAs (100 mA et 1 s);
  - d. Notez les paramètres de charge sélectionnés dans le rapport.
7. Exposez à 4 reprises le détecteur.
8. Notez, à chaque exposition, la tension mesurée (kVp) ainsi que la valeur de l'exposition (ou du kerma dans l'air) dans le rapport.
9. Répétez les étapes 6 à 8 pour toutes les tensions utilisées cliniquement (réf. étape 1) et pour les filtres physiques disponibles.

➤ *Linéarité du débit en fonction du courant*

---

10. Programmez l'une des combinaisons de paramètres de charge identifiés à l'étape 2.
11. Notez les paramètres de charge sélectionnés dans le rapport.
12. Exposez le détecteur.
13. Notez le débit d'exposition (ou du kerma dans l'air) dans le rapport.
14. Répétez les étapes 10 à 13 pour les 5 combinaisons de paramètres de charge identifiés à l'étape 2.

➤ *Qualité du faisceau*

---

15. Installez un support à absorbant dans le faisceau de rayons X entre le tube radiogène et le détecteur.
16. Programmez le protocole :
  - a. Sélectionnez un filtre physique;  
Note : Certains TDM ont plus d'un filtre physique (tête et corps).
  - b. Sélectionnez une des tensions utilisées cliniquement (réf. étape 1);
  - c. Sélectionnez 100 mAs (100 mA et 1 s);
  - d. Notez les paramètres de charge sélectionnés dans le rapport.
17. Réalisez une première exposition sans aucun absorbant et notez la valeur de l'exposition (ou du kerma dans l'air) dans le rapport; cette valeur correspond à  $X_0$ .

18. Ajoutez une feuille d'aluminium d'épaisseur  $T_1$  sur le support, puis répétez l'exposition et notez la valeur d'exposition (ou de kerma dans l'air); elle correspond à la valeur  $X_1$ .
19. Ajoutez des feuilles d'aluminium supplémentaires et répétez l'exposition jusqu'à ce que l'exposition (ou le kerma dans l'air) soit inférieure à 50 % de  $X_0$ , puis notez dans le rapport l'épaisseur totale des feuilles d'aluminium  $T_2$  et la valeur de l'exposition (ou kerma dans l'air).

$$X_2 < \frac{X_0}{2}$$

20. Répétez les étapes 16 à 19 pour toutes les tensions utilisées cliniquement (réf. étape 1) et pour les filtres physiques disponibles sur le TDM.

### Analyse des données :

- **Précision de la tension :** calculez, pour chaque tension sélectionnée à l'étape 1, la moyenne des tensions mesurées ( $X_m$ ), puis calculez l'écart relatif de  $X_m$  par rapport à la valeur de la tension sélectionnée sur la console TDM ( $X_a$ ) et notez les résultats dans le rapport approprié.

Le calcul de l'écart relatif doit respecter l'équation suivante :

$$\Delta_r = \frac{|X_m - X_a|}{X_a} \quad (3.4.1)$$

- **Reproductibilité du débit d'exposition (ou de kerma dans l'air) :** calculez pour chaque combinaison fixe, sélectionnée à l'étape 1, le coefficient de variation (C) des débits d'exposition (ou de kerma dans l'air) et notez les résultats dans le rapport approprié.

Le calcul du coefficient de variation doit respecter l'équation suivante :

$$C = \frac{S}{\bar{X}} = \frac{1}{\bar{X}} \left[ \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{n-1} \right]^{1/2} \quad (3.4.2)$$

Où :

- C : coefficient de variation,
- S : écart type estimé,
- $X_i$  : valeur de la ième mesure,
- $\bar{X}$  : valeur moyenne des mesures,
- n : nombre de mesures.

- **Linéarité du débit d'exposition (ou de kerma dans l'air) :** Calculez le quotient du débit d'exposition (ou de kerma dans l'air) par le produit courant-temps (mAs), pour chaque mesure effectuée dans le tableau des mAs variables et notez les résultats dans le rapport. Ensuite, identifiez dans ces valeurs calculées, les valeurs maximales ( $X_2$ ) et minimales ( $X_1$ ). Finalement, calculez le quotient de l'écart entre  $X_1$  et  $X_2$  par la somme de  $X_1$  et  $X_2$  et notez le résultat dans le rapport.

Le calcul de la linéarité doit respecter l'équation suivante :

$$L = \frac{|X_1 - X_2|}{X_1 + X_2} \quad (3.4.3)$$

- **Qualité du faisceau :** Calculez la valeur de la couche de demi-atténuation (CDA) pour chaque protocole, en utilisant les valeurs de  $T_0$ ,  $T_1$ ,  $T_2$  et  $X_0$ ,  $X_1$ ,  $X_2$  et notez les résultats dans le rapport approprié.

Le calcul de la CDA doit respecter l'équation suivante :

$$CDA = \frac{([T_2 \times \ln(2 \times X_1/X_0)] - [T_1 \times \ln(2 \times X_2/X_0)])}{\ln(X_1/X_2)} \quad (3.4.4)$$

### Critères de conformité :

- **Précision de la tension :** Le pourcentage d'écart relatif de la moyenne des tensions mesurées par rapport à la tension affichée doit être inférieur ou égal à 8 %.

$$\frac{|X_m - X_a|}{X_a} \leq 0,08$$

- **Reproductibilité du débit d'exposition (ou de kerma dans l'air) :** Le coefficient de variation (C) de toute série de mesures consécutives doit être inférieur ou égal à 0,05.

$$C \leq 0,05$$

- **Linéarité des paramètres de charge – mAs variables :** Pour une valeur donnée de tension, la différence entre les valeurs maximales ( $X_2$ ) et minimales ( $X_1$ ) de débit d'exposition (ou de kerma dans l'air) par mAs, doit être inférieure ou égale à 0,10.

$$|X_1 - X_2| \leq 0,1(X_1 + X_2)$$

- **Qualité du faisceau :** Les valeurs de couche de demi-atténuation (CDA) doivent être égales ou supérieures aux valeurs présentées dans le tableau 2. De plus, elles doivent demeurer similaires aux valeurs mesurées antérieurement.

**Tableau 2** : Épaisseurs minimales des couches de demi-atténuation d'aluminium pour différentes tensions de tube radiogène en tomодensitométrie.

Source : Code de sécurité 35 – Radioprotection en radiologie – Grands établissements de Santé Canada.

| <b>Tension du tube à rayons X (kVp)</b> | <b>Couche de demi-atténuation d'aluminium (CDA) (mm)</b> |
|---|--|
| 60                                      | 1,9  |
| 70                                      | 2,1  |
| 80                                      | 2,4  |
| 90                                      | 2,7  |
| 100                                     | 3,0  |
| 110                                     | 3,4  |
| 120                                     | 3,8  |
| 130                                     | 4,2  |
| 140                                     | 4,6  |

### ***3.5 Mesure de l'exposition – Image de localisation***

---

#### **Objectif :**

Mesurer l'exposition obtenue lors de la réalisation des images de localisation et s'assurer de sa stabilité.

#### **Fréquence :**

Annuelle

#### **Matériel requis :**

- Détecteur et sonde calibrés pour mesurer l'exposition (mR) ou le kerma (mGy);
- Support radiotransparent à surface plane créant peu de radiodiffusé (exemple : styromousse, boîte de carton, etc.).

#### **Méthode :**

1. Sélectionnez le mode de fonctionnement clinique du TDM.
2. Positionnez le détecteur (ou la chambre d'ionisation) à l'isocentre.  
Note : La chambre d'ionisation sera suspendue dans l'air, tandis que le détecteur sera déposé sur un support radiotransparent.

#### **➤ Protocole thorax standard adulte**

---

3. Sélectionnez le protocole thorax le plus couramment utilisé.
4. Vérifier le nombre d'images de localisation programmé.  
Note : Selon les pratiques locales et les contraintes internes du TDM, une ou deux images de localisation pourront être réalisées préalablement à l'examen clinique, verticalement et latéralement.
5. Notez les valeurs programmées de kVp, de mAs et la position du tube pour chaque image de localisation.
6. Sélectionnez une des images de localisation préprogrammées pour ce protocole.
7. Sélectionnez la longueur la plus couramment utilisée pour cette image de localisation.
8. Programmez la position de départ et celle de fin, de façon à ce que le détecteur se retrouve au milieu du champ d'exploration lors de la réalisation de l'image de localisation.
9. Notez la position de départ et de fin de l'image de localisation.

10. Acquérez l'image de localisation.
11. Vérifiez, sur l'image de localisation, que le détecteur (ou la chambre d'ionisation) se trouve au centre de l'image.
12. Notez la valeur de l'exposition (ou du kerma) dans le rapport.
13. Répétez les étapes 5 à 12 pour la seconde image de localisation, s'il y a lieu.

➤ *Protocole tête standard adulte*

---

14. Sélectionnez le protocole tête le plus couramment utilisé.
15. Répétez les étapes 4 à 13.

➤ *Protocole tête pédiatrique standard*

---

16. Sélectionnez le protocole tête pédiatrique le plus couramment utilisé.
17. Répétez les étapes 4 à 13.

➤ *Protocole thorax pédiatrique standard*

---

18. Sélectionnez le protocole thorax pédiatrique le plus couramment utilisé.
19. Répétez les étapes 4 à 13.

**Critère de conformité :**

La valeur de l'exposition d'une image de localisation doit demeurer à  $\pm 20\%$  de la valeur nominale et des valeurs obtenues lors des tests précédents.

### **3.6 Indice de dose tomодensitométrique volumique ( $CTDI_{vol}$ )**

#### **Objectif :**

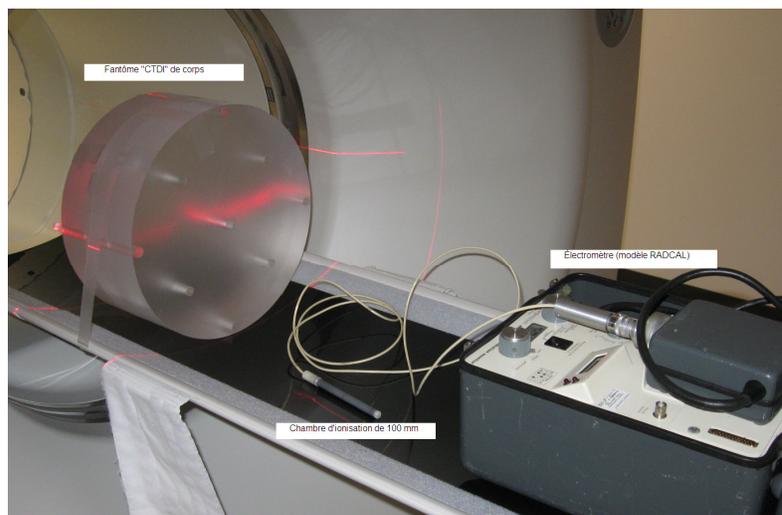
Vérifier la précision de l'indice de dose tomодensitométrique volumique ( $CTDI_{vol}$ ) affiché par le système lors de la réalisation des protocoles, pour les différentes ouvertures de faisceau utilisées cliniquement, autant pour le protocole de base de tête que pour celui de corps.

#### **Fréquence :**

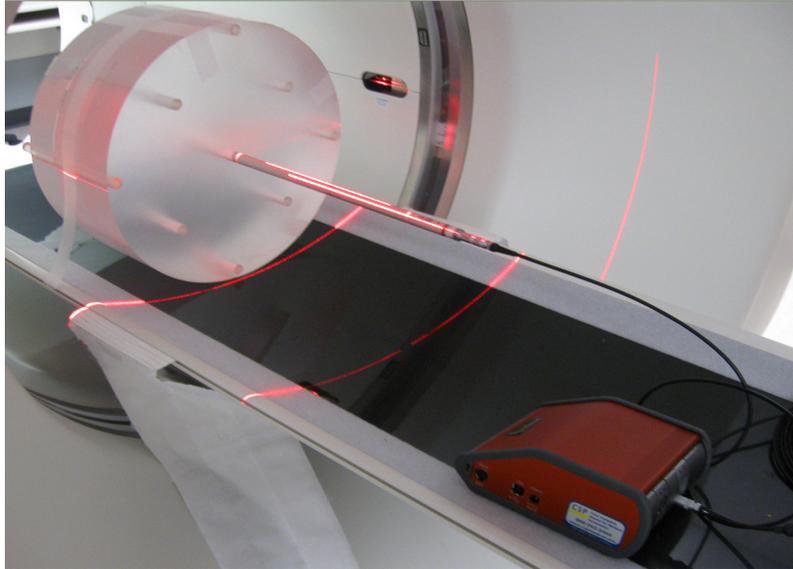
Annuelle

#### **Matériel requis :**

- Sonde cylindrique (chambre d'ionisation de 100 mm de long ou détecteur solide);
- Détecteur (électromètre, multimètre ou dosimètre, selon le cas);
- Fantôme PMMA de tête pour la mesure du CTDI (diamètre 16 cm);
- Fantôme PMMA de corps pour la mesure du CTDI (diamètre 32 cm).



**Figure 1 :** Équipement typiquement nécessaire pour la mesure du  $CTDI_{100}$  : une chambre d'ionisation de 100 mm de longueur, un électromètre et un fantôme CTDI.



**Figure 2 :** Détecteur à état solide de RTI electronics (CT-SD16) pour la mesure du  $CTDI_{100}$ .

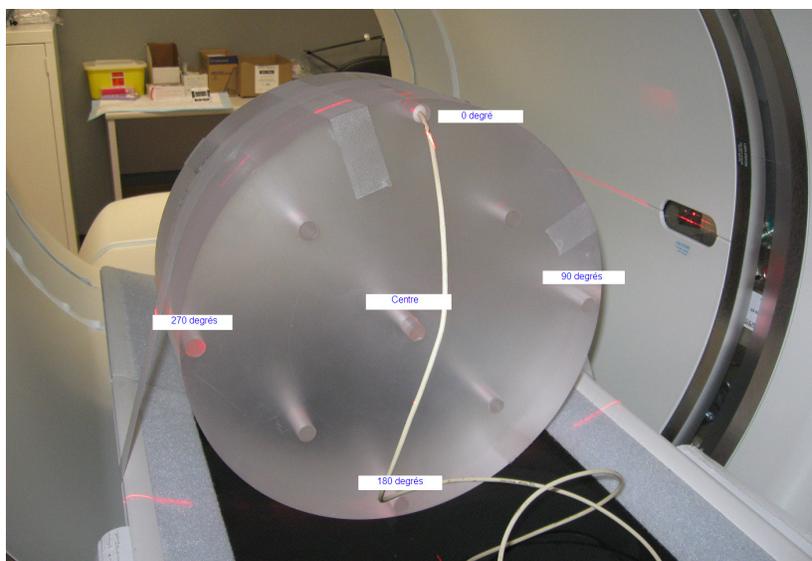
### **Méthode :**

1. Sélectionnez le mode de fonctionnement clinique du TDM.
2. Connectez la sonde cylindrique à son détecteur, puis activez l'ensemble.

➤ *Protocole thorax standard adulte*

---

3. Sélectionnez, sur la console, le protocole thorax le plus couramment utilisé.  
Note : Ajustez le protocole au besoin si le fabricant indique des contraintes techniques liées à l'équipement de mesure (exemple : utiliser le mode hélicoïdal au lieu du mode axial).
4. Notez le protocole utilisé dans le rapport.
5. Placez le fantôme PMMA de corps à l'extrémité de la table, côté du statif, en alignant les cavités à 0 degré, 90 degrés, 180 degrés, 270 degrés.



**Figure 3 :** Endroits où doit être mesuré le  $CTDI_{100}$  pour évaluer le  $CTDI_w$ .

6. Fixez le fantôme avec une ceinture ou des bloqueurs pour l'empêcher de rouler.
7. Centrez le fantôme à l'aide des repères lumineux.
8. Placez les tiges amovibles de PMMA dans chacune des cavités du fantôme, à l'exception de celle du centre.
9. Insérez la sonde cylindrique dans la cavité du centre.  
 Note : Positionnez la sonde dans le fantôme selon les recommandations du fabricant.
10. Acquérez l'image de localisation du fantôme.
11. Placez, sur la console, la boîte de positionnement de façon à englober tout le fantôme.
12. Notez le  $CTDI_{vol}$  estimé par le système dans le rapport.

16-Aug-2010 07:49

Ward: 3D TR^3326^1  
Physician:  
Operator:

Total mAs 5677 Total DLP 962 mGy\*cm

|                       | Scan | kV  | mAs / ref. | CTDIvol<br>mGy | DLP<br>mGy*cm | TI<br>s | cSL<br>mm |
|-----------------------|------|-----|------------|----------------|---------------|---------|-----------|
| Patient Position H-SP |      |     |            |                |               |         |           |
| Topogramme            | 1    | 120 | 36 mA      |                |               | 2.7     | 0.6       |
| Cerebral -C           | 2    | 120 | 420        | 60.48          | 962           | 1.0     | 0.6       |

DFOV  
Patient Protocol  
Taco tête sans contraste -TC

**Figure 4 :** Exemple d'un rapport de dose montrant le CTDI<sub>vol</sub> estimé par le système.

13. Acquérez le protocole programmé.
14. Notez le CTDI<sub>100</sub> obtenu dans le rapport.
15. Retirez du fantôme la tige amovible de PMMA située à 0 degré.
16. Retirez du fantôme la sonde cylindrique.
17. Placez la tige amovible au centre.
18. Placez la sonde cylindrique à 0 degré.
19. Effectuez une nouvelle acquisition avec le même protocole.
20. Notez le CTDI<sub>100</sub> obtenu dans le rapport.
21. Répétez les étapes 15 à 20 pour les cavités situées à 90 degrés, 180 degrés et 270 degrés.
22. Retirez la sonde cylindrique du fantôme.
23. Déplacez le fantôme à un autre endroit sur la table d'examen (en vue du prochain test).

➤ *Protocole tête standard adulte*

---

24. Sélectionnez, sur la console, le protocole thorax le plus couramment utilisé.  
Note : Ajustez le protocole au besoin si le manufacturier indique des contraintes techniques liées à l'équipement de mesure (exemple : utiliser le mode hélicoïdal au lieu du mode axial).
25. Notez le protocole utilisé dans le rapport.

26. Fixez le support de tête à la table d'examen.
27. Placez le fantôme PMMA de tête dans le support en alignant les cavités à 0 degré, 90 degrés, 180 degrés, 270 degrés.
28. Répétez les étapes 6 à 23.

➤ *Protocoles pédiatriques corps et tête standard*

---

29. Répétez, au besoin, les étapes 3 à 28 en sélectionnant les protocoles pédiatriques standards appropriés.

Note : Pour la vérification des  $CTDI_{vol}$  des protocoles pédiatriques, à moins d'indications contraires des manufacturiers, les mêmes fantômes de tête et de corps peuvent être utilisés (16 cm pour la tête et 32 cm pour le corps) à l'exception des systèmes de General Electric. Dans ce dernier cas, le fantôme de 16 cm sera utilisé pour la tête et le corps.

**Analyse des données :**

**Calcul du  $CTDI_{vol}$  :** Pour obtenir un CDTI représentatif de la dose moyenne délivrée dans un volume exploré ( $CTDI_{vol}$ ), il est essentiel de tenir compte de la variation de la dose dans la coupe, en calculant l'indice de dose tomодensitométrique pondéré ( $CTDI_w$ ) et de tenir compte du pas ( $p$ ), aussi appelé « pitch », lorsque le test est fait en mode hélicoïdal.

L'équation pour calculer le  $CTDI_{vol}$  est la suivante :

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{p} \quad (3.6.1)$$

Où

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100(\text{centre})} + \frac{2}{3}CTDI_{100(\text{périphérie})} \quad (3.6.2)$$

Et

$$CTDI_{100} = \int_{-50mm}^{50mm} \frac{D(z)}{T_b} dz \quad (3.6.3)$$

Et

$$p = \frac{v\tau}{T_b} = \frac{v\tau}{nT_n} \quad (3.6.4)$$

Où :

- CTDI<sub>100(centre)</sub> : valeur de CTDI<sub>100</sub> mesurée au centre du fantôme
- CTDI<sub>100(périphérie)</sub> : moyenne des valeurs CTDI<sub>100</sub> mesurées à la périphérie du fantôme.
- CTDI<sub>100</sub> : Indice de dose tomодensitométrique 100
- D(z) : dose à la position z
- p : pas (« pitch »)
- v : vitesse du mouvement de la table dans l'axe de rotation du tube radiogène
- τ : durée d'une rotation complète du tube radiogène
- T<sub>b</sub> : largeur nominale du faisceau à l'axe de rotation en mode axial
- T<sub>n</sub> : épaisseur de coupe en mode hélicoïdale
- n : nombre de coupe d'épaisseur T<sub>n</sub>, acquise dans une rotation

### **Critère de conformité :**

L'écart entre le CTDI<sub>vol</sub> estimé par le système et le CTDI<sub>vol</sub> calculé à partir des CTDI<sub>100</sub> mesurés, ne doit pas dépasser ± 20 %. Idéalement, l'écart devrait être inférieur à ± 10 %.

Le CTDI<sub>vol</sub> doit être affiché sur la console des opérateurs et correspondre au type d'examen choisi (tête, corps ou abdomen) et aux conditions de fonctionnement du TDM.

### ***3.7 Précision des mouvements de la table d'examen et des repères lumineux***

---

#### **Objectif :**

Évaluer la précision des mouvements de la table lors de ses déplacements et de son positionnement automatique ainsi que la précision des repères lumineux utilisés pour le positionnement.

#### **Fréquence :**

Annuelle

#### **Matériel requis :**

- Fantôme Catphan<sup>®</sup> 600;
- Poids (inférieur à 135 kg) → Suggestion : utilisez les fantômes CTDI;
- Ruban à mesurer millimétrique;
- Niveau.

#### **Méthode :**

1. Déposez les poids vers le milieu de la table d'examen.
2. Placez le fantôme Catphan<sup>®</sup> à l'extrémité de la table (côté statif) en suivant les directives du fabricant.

Note : Le fantôme est d'abord positionné dans le vide comme le montre la figure 5 ci-dessous, mis à niveau, ensuite aligné dans les 3 axes (figure 6).

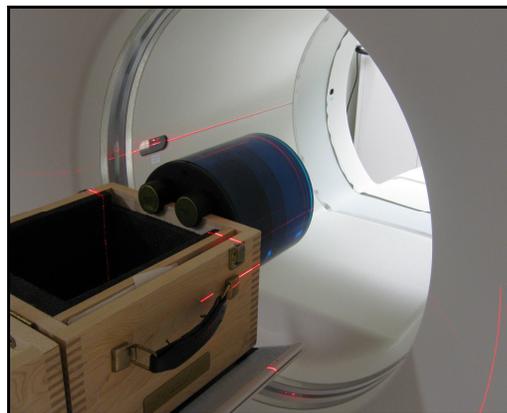
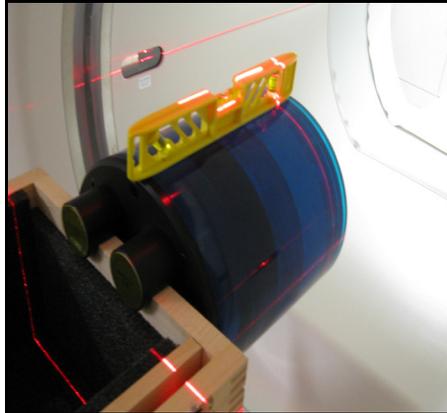


Figure 5 : Positionnement du fantôme sur la table d'examen.



**Figure 6 : Aligement du fantôme dans les 3 axes à l'aide des marqueurs et du niveau.**

3. Alignez les repères lumineux du TDM sur les trois marqueurs du 1<sup>er</sup> module du fantôme (CTP 401 ou CTP 404).

➤ *Précision des déplacements de moins de 200 mm*

---

4. Faites le zéro de la table.  
Note : La position zéro correspond alors aux repères lumineux alignés avec les marqueurs.
5. Avancez la table à l'aide des contrôles latéraux du TDM, jusqu'au marqueur du prochain module du fantôme.
6. Notez la position de la table affichée sur le statif dans le rapport.
7. Répétez les étapes 5 et 6 pour chacun des modules du fantôme.

➤ *Précision des déplacements de plus de 200 mm*

---

8. Notez, au moyen d'un ruban à mesurer collé sur la table, des repères distants de 50 et 100 cm d'un point d'origine.
9. Déplacez la table selon l'axe Z afin d'aligner les repères lumineux sur le point d'origine et faites le zéro.  
Note : La position zéro correspondant alors aux repères lumineux alignés avec les marqueurs.
10. Avancez la table aux repères sélectionnés à l'aide des contrôles latéraux du TDM.
11. Répétez la manœuvre dans les deux sens (aller et retour).
12. Notez les valeurs de positions affichées sur le TDM dans le rapport.

➤ *Précision des repères lumineux et du positionnement automatique*

---

13. Déplacez la table selon l'axe Z afin d'aligner les repères lumineux avec les trois marqueurs du premier module du fantôme.

14. Faites le zéro de la table.  
Note : La position zéro correspond alors aux repères lumineux alignés avec les marqueurs du premier module du fantôme.
15. Déplacez la table afin de positionner le fantôme adéquatement en vue de réaliser l'image de localisation au moyen des commandes latérales du TDM.
16. Sélectionnez, sur la console, un protocole « haute résolution » thorax ou abdomen et s'assurez que :
  - a. L'épaisseur nominale des détecteurs utilisés est inférieure à 2 mm;
  - b. Le mode d'acquisition est « hélicoïdal ».

Note : Utilisez toujours le même protocole pour réaliser ce test.
17. Acquérez l'image de localisation du fantôme entier.
18. Sélectionnez, au minimum, la première moitié du fantôme avec la boîte de positionnement affichée à l'écran.
19. Réalisez l'acquisition du fantôme avec le protocole clinique.
20. Reconstituez la première section du fantôme avec la séquence suivante :
  - a. épaisseur de reconstruction : 1 mm;
  - b. incrément : 0,5 mm.
21. Sélectionnez l'image permettant de voir les trois marqueurs.
22. Notez la position de l'image qui s'affiche sur la console d'opération (P.IMAGE) dans le rapport.
23. Déplacez la table à la position affichée sur la console d'opération.
24. Activez les repères lumineux afin de vérifier la congruence.
  - Si les positions des repères lumineux et des marqueurs ne coïncident pas, bougez la table afin d'aligner les repères lumineux avec les repères du fantôme.
25. Notez la position de la table (P.TABLE) d'examen lorsqu'il y a congruence entre les repères lumineux et les marqueurs du fantôme.
26. Laissez le fantôme Catphan<sup>®</sup> en place en prévision du prochain test.

### **Critère de conformité :**

- **Précision du mouvement de la table :** L'écart entre la position attendue ( $X_{att}$ ) et la position observée ( $X_{obs}$ ) doit satisfaire la relation suivante :

$$|X_{att} - X_{obs}| \leq 2 \text{ mm}$$

**Tableau 3 : Positions attendues des marqueurs des différents modules des fantômes Catphan®**

| POSITION ET IDENTIFICATION DU MODULE | 1 <sup>ER</sup> (CTP 401 OU 404) | 2 <sup>E</sup> (CTP 528 OU 591) | 3 <sup>E</sup> (CTP 515 OU 528) | 4 <sup>E</sup> (CTP 486 OU 515) | 5 <sup>E</sup> (CTP 486) |
|--------------------------------------|----------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|---------------------------------|--------------------------|
| CATPHAN 500                          | + 0                              | + 30 MM                         | + 70 MM                         | +110 MM                         |                          |
| CATPHAN 600                          | + 0                              | + 32,5 MM                       | + 70 MM                         | +110 MM                         | + 160 MM                 |

Note : Les positions indiquées sont données par rapport au premier module.

- **Précision des repères lumineux** : L'écart entre la position de l'image (P.IMAGE) et la position de la table (P.TABLE) doit satisfaire la relation suivante :

$$|P.IMAGE - P.TABLE| \leq 1 \text{ mm}$$

### ***3.8 Performances du TDM***

---

#### **Objectif :**

Évaluer les performances du TDM pour les protocoles standards de tête et de thorax. Les paramètres évalués sont les suivants :

- Étalonnage des nombres CT
- Linéarité des nombres CT pour des matériaux de différentes atténuations
- Précision de l'épaisseur de coupe
- Résolution spatiale
- Détectabilité à faible contraste
- Bruit, nombre CT moyen et uniformité

#### **Fréquence :**

Annuelle

#### **Matériel requis :**

- Fantôme Catphan® 600;  
Note : En l'absence d'un Catphan® 600, le Catphan® 500 pourrait être utilisé en dernier recours.
- Niveau;
- Logiciel de traitement et d'analyse (LTA) d'images (exemple : ImageJ, eFilm, ...);
- Standards de doses et de qualité d'image du TDM, émis par le manufacturier;
- Rapport d'acceptation du TDM, incluant les valeurs de base établies (VBÉ);
- Rapports antérieurs de contrôle des performances du TDM;
- Logiciel d'analyse automatique (LAA) des images du fantôme Catphan® 600;  
Note: Ce logiciel est optionnel, une analyse visuelle peut aussi être réalisée.

#### **Méthode :**

1. Remplissez entièrement d'eau la fiole disponible avec le fantôme et l'insérez dans le fantôme.  
Note : Il faut éviter de laisser de l'air dans la fiole.
2. Placez le fantôme à l'extrémité de la table (côté statif) en suivant les directives du fabricant, si ce n'est pas déjà fait.  
Note : Voir les figures 5 et 6 pour plus de précisions
3. S'assurez que le fantôme est très bien aligné et au niveau.
4. Faites le zéro de la table.  
Note : La position zéro correspond alors aux lasers alignés avec les marqueurs à l'extrémité extérieur du premier module du fantôme.

5. Déplacez la table, au moyen des commandes latérales du TDM, afin de positionner le fantôme adéquatement en vue de réaliser l'image de localisation.

➤ *Protocole thorax standard adulte*

---

6. Sélectionnez le protocole thorax le plus couramment utilisé.
7. Acquérez l'image de localisation du fantôme entier.
8. Vérifiez l'alignement du fantôme.  
Note : Corrigez l'alignement et refaites l'image de localisation, s'il y a lieu.
9. Assurez-vous que le protocole prévoit trois reconstructions avec différents filtres : standard, basse fréquence de coupure (« smooth ») et haute fréquence de coupure (« hard »).  
Note : Ajoutez des reconstructions s'il y a lieu.
10. Utilisez un champ de vue d'environ 22 cm pour les acquisitions.
11. Placez sur la console la boîte de positionnement, de façon à englober tout le fantôme.
12. Notez les paramètres utilisés pour réaliser le protocole ainsi que les noms des reconstructions sélectionnées.
13. Acquérez le protocole programmé.
14. Sauvegardez les reconstructions sur un support externe s'il y a lieu, en vue de les analyser avec un logiciel d'analyse automatique.

➤ *Protocole tête standard adulte*

---

15. Sélectionnez le protocole tête le plus couramment utilisé.
16. Déplacez la table, au moyen des commandes latérales du TDM, afin de positionner le fantôme adéquatement en vue de réaliser l'image de localisation.
17. Répétez les étapes 6 à 14.

**Analyse des données :**

➤ *Évaluation visuelle des images du fantôme*

---

Pour chacune des reconstructions acquises, procédez de la façon suivante, soit directement sur la console de visualisation, soit sur une autre console avec un logiciel de traitement et d'analyse (LTA) d'image :

• **Étalonnage et linéarité des nombres CT**

---

1. Sélectionnez, sur la console, l'image du module CTP404 où le marqueur est le plus visible.
2. Relevez, sur cette image, le nombre CT moyen de chacune des cibles de sensitométrie (incluant la fiole d'eau) en utilisant une région d'intérêt (ROI) d'environ 75 mm<sup>2</sup> positionnée entièrement sur la cible.
3. Notez les valeurs obtenues dans le rapport.
4. Indiquez les nombres CT moyens obtenus lors des tests d'acceptation du TDM.
5. Calculez le coefficient de corrélation linéaire (R) entre les nombres CT moyens relevés pour chaque cible sensitométrique et les nombres CT théoriques (donnés dans le manuel d'utilisation du Catphan® 600 – voir tableau 10), puis notez les résultats dans le rapport.

$$R = \frac{\sigma_{xy}}{\sigma_x \cdot \sigma_y} \quad (3.8.1)$$

Où

$$\sigma_{xy} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x}) \cdot (y_i - \bar{y}) \quad (3.8.2)$$

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad (3.8.3)$$

$$\sigma_y = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2} \quad (3.8.4)$$

Où :

$\sigma_{xy}$  : covariance entre les nombres CT théoriques et relevés

$\sigma_x$  : écart type des nombres CT théoriques

$\sigma_y$  : écart type des nombres CT relevés

N : nombre de cibles sensitométriques évaluées

$x_i$  : nombre CT théorique d'une cible sensitométrique  $i$

$y_i$  : nombre CT relevé d'une cible sensitométrique  $i$

6. Comparez les nombres CT moyens mesurés aux valeurs théoriques fournies pour le module CTP404.
7. Comparez les nombres CT moyens mesurés aux valeurs mesurées lors des tests d'acceptation du TDM et lors des contrôles de qualité antérieurs.

- **Précision de l'épaisseur de coupe**

---

1. Sélectionnez, sur la console, l'image du module CTP591 où le marqueur est le plus visible.

Note : En l'absence d'un Catphan® 600, le module CTP401 du Catphan® 500 pourra être utilisé pour mesurer l'épaisseur de coupe, en suivant les instructions du fabricant.

2. Ajustez la largeur de la fenêtre à 1.
3. Augmentez le niveau de la fenêtre jusqu'à ce que les billes disparaissent complètement.
4. Notez la valeur du niveau de la fenêtre. Il s'agit de la valeur maximale ( $V_{\max}$ ).
5. Sélectionnez une ROI dans un endroit adjacent aux rampes où la section est uniforme, afin d'obtenir la valeur de bruit de fond.
6. Notez le nombre CT moyen de cette région. C'est la valeur minimale ( $V_{\min}$ ).
7. Calculez la valeur médiane ( $V_{\text{med}}$ ).

$$V_{\text{med}} = \frac{(V_{\max} + V_{\min})}{2} \quad (3.8.5)$$

8. Modifiez le niveau de la fenêtre de l'image afin qu'elle corresponde à  $V_{\text{med}}$ , tout en maintenant la largeur de fenêtre à 1.  
Note : Ceci correspond à la largeur à demi-hauteur du profil de coupe.
9. Comptez le nombre de billes apparentes sur la rampe dans l'image. Agrandissez l'image au besoin.
10. Notez le nombre de billes apparentes dans le rapport.
11. Multipliez le nombre de billes apparentes par l'espacement entre les billes. Le produit obtenu correspond à l'épaisseur de coupe mesurée.
12. Notez l'épaisseur de coupe mesurée dans le rapport.

- **Résolution spatiale**

---

1. Sélectionnez, sur la console, l'image du module CTP528 où le marqueur est le plus visible.
2. Augmentez, au besoin, la largeur de la fenêtre afin de mieux visualiser le patron de résolution.
3. Notez le nombre de paires de lignes par centimètre (pl/cm) distinguables dans le rapport.

• **Délectabilité à faible contraste**

---

1. Sélectionnez, sur la console, l'image du module CTP515 où le marqueur est le plus visible.
2. Notez le nombre de cercles visibles pour chacune des 6 catégories de structures dans le rapport.
3. Calculez le rapport signal sur bruit (RSB) de chacun des trois cercles extérieurs de 15 mm de diamètre (contraste 1 %, 0,5 % et 0,3 %), de la façon suivante :
  - a. Sélectionnez une ROI de ~100 mm<sup>2</sup> à l'intérieur d'un des cercles extérieurs de 15 mm de diamètre.
  - b. Notez le nombre CT moyen dans le rapport.
  - c. Sélectionnez une ROI de ~100 mm<sup>2</sup> hors du cercle extérieur mesuré, dans une zone où l'atténuation est uniforme.
  - d. Notez le nombre CT moyen et la déviation standard de la ROI, dans le rapport.
  - e. Calculez le RSB avec la formule suivante :

$$\text{RSB} = \frac{\text{nombre CT moyen}_{\text{intérieur du cercle}} - \text{nombre CT moyen}_{\text{extérieur du cercle}}}{\text{déviation standard}_{\text{extérieur du cercle}}} \quad (3.8.6)$$

4. Notez chaque RSB dans le rapport.

• **Bruit, nombre CT moyen et uniformité**

---

1. Sélectionnez, sur la console, l'image du module CTP486 où le marqueur est le plus visible.
2. Tracez cinq ROI : une au centre et quatre en périphérie (0 degré, 90 degrés, 180 degrés et 270 degrés).

Note 1 : Le diamètre de chaque ROI doit correspondre à ~10 % du diamètre du fantôme utilisé ou représenter une surface de 400 mm<sup>2</sup>.

Note 2 : La distance entre le pourtour externe du fantôme et le centre géométrique des ROI de périphérie est égale au diamètre des ROI.
3. Notez le nombre CT et la déviation standard de chaque ROI dans le rapport.
4. Calculez la moyenne des nombres CT moyens obtenus pour chaque ROI et notez dans le rapport.

$$\text{Moyenne} = \frac{\sum (\text{nombres CT moyen de chaque ROI})}{5} \quad (3.8.7)$$

5. Calculez l'écart par rapport au centre de chacun des nombres CT moyens en périphérie (#CT<sub>centre</sub> et #CT<sub>périphérie</sub>) et notez dans le rapport.

$$\text{Écart} = \left| \#CT_{\text{centre}} - \#CT_{\text{périphérie}} \right| \quad (3.8.8)$$

6. Vérifiez la présence d'artéfacts.

➤ Évaluation à l'aide d'un logiciel d'analyse automatique (LAA) des images du fantôme

Pour chacune des reconstructions acquises, procédez de la façon suivante :

1. Sélectionnez les images des coupes centrées sur chacun des marqueurs des modules du fantôme.
2. Analysez ces images à l'aide du logiciel d'analyse automatique (LAA) en suivant les instructions du fabricant.

| Image # | Test                        | Status   |
|---------|-----------------------------|--|
|         | Verification                | Phantom ID: 600 Series (Phantom Labs) ; Orientation: 1<br>Phantom Center: 255, 256; CT# of Module Material: 94.71 +/- 9.75 HU  |
| 1       | Pixel Size                  | Expected(mm) X-Axis(mm) Y-Axis(mm)<br>0.44 0.44 0.44 0.44 0.44<br>Phantom Rotation : -1.0 degrees<br>Phantom Center is 0.44 mm LEFT OF CENTER and 0.00 mm BELOW CENTER   |
|         | CT # Linearity              | Contrast Scale: 0.000207 Effective Energy: 60 keV R = 0.999011<br>Material Teflon Air LDPE Delrin Acrylic Polystyrene PMP<br>CT# 944.7 -951.1 -84.6 351.6 121.4 -35.8 -173.1   |
|         | Slice Thickness             | Expected(mm) X-Axis(mm) Y-Axis(mm)<br>5.00 5.00 , 5.23 4.99 , 4.96<br>Avg Slice Width: 5.05 mm Ramp Angle (deg): 23.0<br>Table Position Offset: -0.30 mm<br>Vertical Angle : 0.1 degrees<br>Horizontal Angle : 0.5 degrees |
| 2       | MTF (Wire)                  | Critical Frequencies (cy/cm)<br>50% 4.00<br>10% 6.28<br>2% 7.42  |
|         | Spatial Resolution (MTF)    | Critical Frequencies (cy/cm)<br>50% 4.13 (3.19-5.06)<br>10% 6.96 (6.93-6.99)<br>2% 8.74 (8.27-9.21)<br>Note: Average of 2 samples with range shown   |
|         | Slice Thickness (Bead Ramp) | Expected(mm) X-Axis(mm) Y-Axis(mm)<br>5.00 5.85 , 5.56 6.52 , 5.46<br>Avg Slice Width: 5.85 mm Ramp Angle (deg): 10.0<br>Table Position Offset: -1.22 mm<br>Vertical Angle : 2.1 degrees<br>Horizontal Angle : 0.6 degrees |
| 3       | Spatial Resolution (MTF)    | Critical Frequencies (cy/cm)<br>50% 4.37<br>10% 6.98<br>2% 8.26  |
| 4       | Low Contrast (Model)        | Contrast (%) 0.93 0.69 0.56 0.46 0.40 0.35 0.31 0.28 0.25 0.23 0.21 0.20 0.19<br>Detail (mm) 3.00 4.00 5.00 6.00 7.00 8.00 9.00 10.0 11.0 12.0 13.0 14.0 15.0  |
| 5       | Noise                       | x(mm) y(mm) Mean(HU) SD(HU)<br>0.00 50.00 15.40 5.52<br>50.00 0.00 15.86 4.27<br>0.00 -50.00 15.62 4.45<br>-50.00 0.00 16.56 4.41<br>0.00 0.00 16.72 4.28  |
|         | Uniformity                  | X-Axis Y-Axis<br>Uniformity Index 1.00 1.00<br>Std Dev (HU): 7.9   |

**Figure 7 :** Exemple de présentation des résultats d'analyse effectuée à l'aide du LAA *CT AutoQA Lite* développé par *The Institute for Radiological Image Sciences Inc.*

3. Notez les résultats obtenus dans le rapport.

a. **Étalonnage et linéarité des nombres CT**

Notez le nombre CT moyen de chaque matériel ainsi que le coefficient de corrélation linéaire R.

Note : Ajoutez au tableau des résultats, s'il y a lieu, la valeur mesurée pour l'eau.

Comparez les nombres CT moyens mesurés aux valeurs théoriques fournies pour le module CTP404.

Comparez les nombres CT moyens mesurés aux valeurs mesurées lors des tests d'acceptation du TDM et lors des contrôles de qualité antérieurs.

b. **Précision de l'épaisseur de coupe**

Notez la valeur moyenne d'épaisseur de coupe calculée.

c. **Résolution spatiale**

Notez les valeurs de la fonction de transfert de modulation (FTM ou MTF) à 50 %, 10 % et 2 %.

d. **Détectabilité à faible contraste**

Notez le % de contraste calculé par le logiciel pour les cercles de 3, 6, 9, 12 et 15 mm.

e. **Bruit, nombre CT moyen et uniformité :**

Notez le nombre CT moyen et la déviation standard de chacune des cinq différentes ROI évaluées (positions : centre, 0 degré, 90 degrés, 180 degrés et 270 degrés).

Calculez la moyenne des nombres CT moyens obtenus pour chaque ROI et notez dans le rapport.

$$\text{Moyenne} = \frac{\sum (\text{nombres CT moyen de chaque ROI})}{5} \quad (3.8.9)$$

Calculez l'écart par rapport au centre de chacun des nombres CT moyens en périphérie ( $\#CT_{\text{centre}}$  et  $\#CT_{\text{périphérie}}$ ) et notez dans le rapport.

$$\text{Écart} = \left| \#CT_{\text{centre}} - \#CT_{\text{périphérie}} \right| \quad (3.8.10)$$

Vérifiez la présence d'artéfacts.

4. Calculez le rapport signal sur bruit (RSB) de chacun des trois cercles extérieurs de 15 mm de diamètre (contraste 1 %, 0,5 % et 0,3 %) du module CTP515, de la façon suivante :

a. Sélectionnez, dans le LTA, l'image du module CTP515 où le marqueur est le plus visible.

b. Sélectionnez une ROI de  $\sim 100 \text{ mm}^2$  à l'intérieur d'un des cercles extérieurs de 15 mm de diamètre.

- c. Notez le nombre CT moyen dans le rapport.
- d. Sélectionnez une ROI de  $\sim 100 \text{ mm}^2$  hors du cercle extérieur mesuré, dans une zone où l'atténuation est uniforme.
- e. Notez le nombre CT moyen et la déviation standard de la ROI, dans le rapport.
- f. Calculez le RSB avec la formule suivante :

$$\text{RSB} = \frac{\text{nombre CT moyen}_{\text{intérieur du cercle}} - \text{nombre CT moyen}_{\text{extérieur du cercle}}}{\text{déviati} \text{on standard}_{\text{extérieur du cercle}}} \quad (3.8.11)$$

- g. Notez chaque RSB dans le rapport.

**Critères de conformité :**

- **Étalonnage et linéarité des nombres CT**  
Le coefficient de corrélation linéaire R doit être  $\geq 0.99$ .  
  
Le nombre CT moyen de l'eau doit être de  $0 \pm 4 \text{ UH}$ .  
  
Le nombre CT moyen de l'air doit être de  $-1000 \pm 4 \text{ UH}$ .  
  
Les nombres CT moyens des différents matériaux mesurés doivent être similaires aux valeurs de base établies et demeurer dans les limites établies pour le TDM.
- **Précision de l'épaisseur de coupe**  
L'écart entre l'épaisseur de coupe programmée ( $EP_p$ ) et l'épaisseur de coupe mesurée ( $EP_m$ ) doit satisfaire les critères suivants :

**Tableau 4 :** Critères de précision de l'épaisseur de coupe

| Épaisseur de coupe programmée ( $EP_p$ ) | Limites d'écarts entre l'épaisseur de coupe programmée ( $EP_p$ ) et celle mesurée ( $EP_m$ ) |
|--|---|
| $EP_p < 1 \text{ mm}$                    | $EP_m = EP_p \pm 0.5 \text{ mm}$  |
| $1 \leq EP_p < 2$                        | $ EP_m - EP_p  / EP_p \leq 0,5$   |
| $EP_p \geq 2 \text{ mm}$                 | $EP_m = EP_p \pm 1 \text{ mm}$  |

- **Résolution spatiale :**

Lors de l'analyse visuelle, un minimum de 5 pl/cm doit être visible pour un protocole standard et 6 pl/cm pour un protocole haute résolution.

Lors de l'analyse de la courbe FTM, les valeurs obtenues à 50 % et 10 % de la courbe FTM doivent correspondre à :

Valeurs de base établies  $\pm 15 \%$  (ou minimalement 0,5 pl/cm).

- **Détectabilité à faible contraste**

Le rapport signal sur bruit (RSB) mesuré pour chaque pourcentage de contraste (1 %, 0,5 % et 0,3 %), doit correspondre à :

Valeur de base établie  $\pm 15 \%$

- **Bruit, nombre CT moyen et uniformité**

Les nombres CT moyens des différentes ROI dans le module CTP486 doit se situer typiquement entre 5 UH et 18 UH.

L'écart entre le nombre CT moyen de la ROI du centre ( $\#CT_{\text{centre}}$ ) et chacun des nombres CT moyens des ROI de périphérie ( $\#CT_{\text{périphérie}}$ ) doit être inférieur à 5 UH.

$$\left| \#CT_{\text{CENTRE}} - \#CT_{\text{PÉRIPHÉRIE}} \right| < 5 \text{ UH}$$

La moyenne des déviations standards des 5 ROI doit correspondre à la valeur de base établie  $\pm 15 \%$ .

Si des artéfacts sont présents, il faut investiguer.

Comparer les valeurs obtenues à celles obtenues lors des tests précédents.

### **3.9 Performance des stations de lecture de tomodensitométrie**

#### **Objectifs :**

Évaluez les performances des stations de lecture utilisées en tomodensitométrie, sur la base d'un échantillon représentatif correspondant à 1 vérification de station de lecture pour 5 stations utilisées. Plus spécifiquement, les éléments suivants sont évalués : les conditions de lecture dans la pièce, l'état des moniteurs et la propreté des écrans, la luminance et son uniformité, la calibration de l'échelle de gris, la distorsion géométrique, la présence d'artéfacts, etc.

#### **Fréquence :**

Annuelle

#### **Matériel requis :**

- \*Mires TG18-QC, TG18-CT, TG18-UN, TG18-UNL, TG18-LN12;  
Note : Utilisez les mires en format DICOM 2k.
- AAPM On-line Report number 03, Assessment of display Performance for Medical Imaging Systems, April 2005;
- Photomètre avec sonde télescopique;
- Règle transparente millimétrique.

\*Les mires TG18 (« TG18 test patterns ») utilisées pour effectuer le contrôle de la qualité des moniteurs ont été développées par le groupe de travail « Task Group 18 » de l'« American Association of Physicists in Medicine » (AAPM) et sont couvertes par un droit d'auteur. Celles-ci sont toutefois disponibles gratuitement à l'adresse suivante :

<http://deckard.mc.duke.edu/~samei/tg18>

Note : Assurez-vous d'utiliser le format DICOM qui respectera un rapport 1 :1 entre le pixel de l'image et le pixel affiché, à moins d'indications contraires.

#### **Méthode :**

Note : La description des caractéristiques de chacune des mires TG18 utilisées pour l'évaluation des performances des stations de lecture utilisées en tomodensitométrie, se trouve à l'Annexe A.

1. Ouvrez les moniteurs dans l'environnement de lecture d'image, s'il y a lieu.
2. Placez la pièce dans les conditions de lecture habituelles.

3. Sélectionnez la mire multi-usage TG18-QC (figure 8) et procédez à son analyse visuelle :
  - a. Placez la mire dans l'écran gauche.
  - b. Maximisez la mire afin qu'elle couvre l'écran entier.  
Note : Si l'écran est rectangulaire, assurez-vous que la mire couvre au minimum la partie la plus étroite et qu'il se trouve au centre de l'écran.
  - c. Évaluez la distorsion géométrique dans la zone de la mire prévue à cet effet (voir figure 9) :
    - i. Notez si de la distorsion géométrique est visible et si les motifs de la mire sont à l'échelle.
    - ii. Notez si les lignes apparaissent droites ou non.
    - iii. Mesurez les longueurs verticales et horizontales du grand carré central entouré d'une ligne plus épaisse.
    - iv. Mesurez les longueurs verticales et horizontales des 4 quadrants du motif.
  - d. Évaluez la réponse en luminance :
    - i. Vérifiez si tous les coins de faible contraste des 16 carreaux sont visibles (voir figure 8).
  - e. Évaluez la résolution à l'aide des motifs Cx et des motifs de paires de lignes situés aux quatre coins de la cible ainsi qu'en son centre (voir figure 8):
    - i. Vérifiez que tous les motifs Cx sont visibles.
    - ii. Vérifiez que les motifs de paires de lignes sont droits, parallèles et visibles.
  - f. Évaluez la détectabilité à faible contraste à l'aide des 3 expressions « QUALITY CONTROL » et des 2 cubes situés au-dessus (voir figure 8) :
    - i. Vérifiez si les 3 expressions « QUALITY CONTROL » et les 2 cubes au-dessus sont visibles.
  - g. Évaluez la profondeur de bit et la présence d'artéfacts de contour à l'aide des 2 rampes de luminance (voir figure 8).
    - i. Vérifiez si ces rampes ont l'apparence attendue.
  - h. Évaluez la présence d'artéfacts du signal vidéo, à l'aide des barres noires et blanches.
    - i. Vérifiez si l'image du motif a l'apparence attendue.
  - i. Évaluez la diaphonie dans les écrans plats, à l'aide de la section horizontale située au milieu du haut de la mire.
    - i. Vérifiez si l'image du motif a l'apparence attendue.
  - j. Notez les résultats dans le rapport.
  - k. Positionnez la mire dans l'écran droit et répétez les étapes b à j.

4. Sélectionnez la mire TG18-CT (figure 10) et procédez à son analyse visuelle :
  - a. Placez la mire dans l'écran gauche.
  - b. Comptez le nombre de cercles et de demi-cercles visibles.
  - c. Comptez le nombre de coins de faible contraste visibles.
  - d. Notez les résultats dans le rapport.
  - e. Positionnez la mire dans l'écran droit et répétez les étapes b à d.
5. Sélectionnez la mire TG18-UN10 et procédez à son analyse :
  - a. Placez la mire dans l'écran gauche.
  - b. Mesurez, avec un photomètre, la luminance au centre de la mire.
  - c. Notez le résultat dans le rapport.
  - d. Positionnez la mire dans l'écran droit et répétez les étapes b et c.
6. Sélectionnez la mire TG18-UN80 (figure 11) et procédez à son analyse :
  - a. Placez la mire dans l'écran gauche.
  - b. Mesurez, avec un photomètre, la luminance au centre de la mire.
  - c. Notez le résultat dans le rapport.
  - d. Positionnez la mire dans l'écran droit et répétez les étapes b et c.
7. Sélectionnez la mire TG18-UNL80 (figure 12) et procédez à son analyse :
  - a. Placez la mire dans l'écran gauche.
  - b. Mesurez, avec un photomètre, la luminance au centre de la mire ainsi que dans chacun des quatre coins.
  - c. Notez le résultat dans le rapport.
  - d. Positionnez la mire dans l'écran droit et répétez les étapes b et c.
8. Sélectionnez la mire TG18-UNL10 (figure 13) et procédez à son analyse :
  - a. Placez la mire dans l'écran gauche.
  - b. Mesurez, avec un photomètre, la luminance au centre de la mire ainsi que dans chacun des quatre coins.
  - c. Notez le résultat dans le rapport.
  - d. Positionnez la mire dans l'écran droit et répétez les étapes b et c.

9. Sélectionnez l'ensemble de mire TG18-LN12 (figure 14) et procédez à l'analyse :
  - a. Placez l'une après l'autre, chacune des 18 mires de cette série dans l'écran gauche.
    - i. Mesurez la luminance au centre de chacune des mires de cette série ( $L_{m\_mesurée}$ ).
    - ii. Notez chacun des résultats dans le rapport.
  - b. Placez l'une après l'autre, chacune des 18 mires de cette série dans l'écran de droite et répétez les mêmes mesures.
10. Évaluez les conditions d'éclairage de la pièce :
  - a. Positionnez la sonde du photomètre près du centre des moniteurs tout en dirigeant le capteur vers son opérateur.
  - b. Notez les résultats dans le rapport.

### Analyse des données :

- **Mire TG18-QC :**

Calculez la déviation spatiale maximale ( $D_S$ ) entre les mesures orthogonales, pour la région centrale et les 4 quadrants, à l'aide de l'équation suivante :

$$D_S = \frac{(Long_{max} - Long_{min})}{Long_{min}} \quad (3.9.1)$$

- **Mires TG18-UNL :**

Calculez la déviation de luminance ( $\Delta L$ ), à l'aide de l'équation suivante :

$$\Delta L = 2 * \frac{(L_{max} - L_{min})}{(L_{max} + L_{min})} \quad (3.9.2)$$

- **Mires TG18-LN12 :**

1. Comparez la réponse en contraste calculée à la réponse en contraste de l'échelle de gris standardisée (GSDF DICOM) :

- a. Calculez la luminance totale ( $L_m$ ) de chaque mire TG18-LN12-m, pour de chaque moniteur, en tenant compte de la luminance ambiante ( $L_{amb}$ ) :

$$L_m = L_{m\_mesurée} + L_{amb} \quad (3.9.3)$$

- b. Calculez la luminance minimale ( $L_{min}$ ) et la luminance maximale ( $L_{max}$ ) à partir des luminances minimales et maximales mesurées sur les deux moniteurs de la station :

$$L_{min} = \frac{(L_{min\ gauche} + L_{min\ droit})}{2} \quad (3.9.4)$$

$$L_{\max} = \frac{(L_{\max \text{ gauche}} + L_{\max \text{ droit}})}{2} \quad (3.9.5)$$

- c. Calculez les indices JND minimal ( $j_{\min}$ ) et maximal ( $j_{\max}$ ) à partir de  $L_{\min}$  et  $L_{\max}$ , avec l'équation suivante :

$$j(L) = \left( \begin{array}{l} A + B * \log_{10}(L) + C * (\log_{10}(L))^2 + D * (\log_{10}(L))^3 + E * (\log_{10}(L))^4 + \\ F * (\log_{10}(L))^5 + G * (\log_{10}(L))^6 + H * (\log_{10}(L))^7 + I * (\log_{10}(L))^8 \end{array} \right) \quad (3.9.6)$$

Où :

$$\begin{aligned} A &= 71,498068 \\ B &= 94,593053 \\ C &= 41,912053 \\ D &= 9,8247004 \\ E &= 0,28175407 \\ F &= -1,1878455 \\ G &= -0,18014349 \\ H &= 0,14710899 \\ I &= -0,011046845 \end{aligned}$$

- d. Calculez les indices JND ( $j_m$ ) attendus pour la courbe GSDF DICOM en fonction des valeurs de présentation (p-value), à partir de l'équation suivante :

$$j_m = j_{\min} + \left( \frac{(j_{\max} - j_{\min})}{(p_{\max} - p_{\min})} * p_m \right) \quad (3.9.7)$$

Où :

$$\begin{aligned} j_m &: \text{indice JND de la mire TG18-LN12-m correspondante} \\ p_{\max} &: \text{valeur de p-value maximal (i.e. TG18-LN12-18)} \\ p_{\min} &: \text{valeur de p-value minimale (i.e. TG18-LN12-01)} \\ p_m &: \text{valeur de p-value de la mire TG18-LN12-m correspondante} \end{aligned}$$

- e. Calculez les luminances attendues pour la courbe GSDF DICOM en fonction des différents indices JND ( $j_m$ ) calculés :

$$L(j) = 10^{\left( \frac{(a+c*\ln(j)+e*(\ln(j))^2+g*(\ln(j))^3+m*(\ln(j))^4)}{(1+b*\ln(j)+d*(\ln(j))^2+f*(\ln(j))^3+h*(\ln(j))^5+k*(\ln(j))^5)} \right)} \quad (3.9.8)$$

Où :

$$\begin{aligned} a &= -1,3011877 \\ b &= -2,584019 \times 10^{-2} \\ c &= 8,0242636 \times 10^{-2} \\ d &= -1,0320229 \times 10^{-1} \\ e &= 1,3646699 \times 10^{-1} \\ f &= 2,8745620 \times 10^{-2} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
g &= -2,5468404 \times 10^{-2} \\
h &= -3,1978977 \times 10^{-3} \\
k &= 1,2992634 \times 10^{-4} \\
m &= 1,3635334 \times 10^{-3}
\end{aligned}$$

- f. Calculez les contrastes attendus pour la courbe GSDF DICOM ( $\delta^D$ ) entre les différentes mires consécutives TG18-LN12-m :

$$\delta_m^D = \left( \frac{2 * (L_m - L_{m-1})}{(L_m + L_{m-1}) * (j_m - j_{m-1})} \right) \text{ à } j_{mm}^D = \left( \frac{(j_m - j_{m-1})}{2} \right) \quad (3.9.9)$$

2. Calculez les performances de chaque moniteur :
- a. Calculez le rapport de luminance (RL) à l'aide de cette équation :

$$RL = \frac{L_{\max}}{L_{\min}} \quad (3.9.10)$$

- b. Calculez les indices JND ( $j(L)$ ) de chacune des mires de la série TG18-LN12-m (équation 3.9.6) en utilisant les luminances totales ( $L$ ) calculées précédemment.
- c. Calculez les contrastes observés ( $\delta_m$ ) entre les mires subséquentes de la série TG18-LN12-m (équation 3.9.9).
- d. Calculez la déviation absolue ( $Dév_m$ ) entre les contrastes observés ( $\delta_m$ ) et les contrastes mesurés ( $\delta_m^D$ ), en utilisant la formule suivante :

$$Dév_m = \left| \frac{\delta_m^D - \delta_m}{\delta_m^D} \right| \quad (3.9.11)$$

- e. Tracez la courbe de réponse en luminance en fonction de l'indice de JND en comparant la réponse des moniteurs à la courbe GSDF DICOM attendue.
- f. Tracez la courbe de réponse en contraste en fonction de l'indice JND en comparant la réponse des moniteurs à la courbe GSDF DICOM attendue.

3. Notez toutes les valeurs obtenues et les courbes dans le rapport.

### Critère de conformité :

- **Mire TG18-QC :**
  - Distorsion géométrique :
    - Aucune distorsion géométrique ne doit être visible.
    - Le motif utilisé pour évaluer la distorsion géométrique doit apparaître centré dans l'écran.

- Les lignes de contour du carré central et des différents quadrants du motif utilisé pour évaluer la distorsion géométrique doivent être droites, visibles et à l'échelle; elles représentent les carrés.
    - La déviation spatiale maximale (Ds) ne doit pas excéder 2 % pour les moniteurs utilisés en diagnostique (moniteurs primaires).  
Note : Pour les moniteurs secondaires, la déviation spatiale doit être inférieure ou égale à 5 %.
  - Réponse en luminance :
    - Tous les coins de faible contraste des 16 carreaux doivent être visibles.
  - Résolution :
    - Tous les motifs Cx doivent être visibles.
    - Tous les motifs de paires de lignes doivent être droits, parallèles et visibles.
  - Détectabilité à faible contraste :
    - Les 3 expressions « QUALITY CONTROL » et les 2 cubes situés au-dessus doivent être visibles.
  - Profondeur de bits et artéfacts de contour :
    - Le dégradé des 2 rampes de luminance doit être uniforme et avoir l'apparence attendue. Aucune ligne de contour ne doit être visible.
  - Artéfacts de signaux vidéo :
    - Les grandes barres noires et blanches en haut au centre de la mire doivent être uniformes et avoir l'apparence attendue.
  - Diaphonie :
    - La section horizontale située au milieu du haut de la mire doit avoir l'apparence attendue, aucune distorsion ne doit apparaître.
- **Mire TG18-CT :**
    - Tous les demi-cercles de contraste doivent être visibles.
    - Un minimum de 56 coins de faible contraste doivent être visibles.
  - **Mire TG18-UN :** Pour chacune des mires TG18-UN10 et TG18-UN80,
    - La mire doit être complètement uniforme.
    - Aucune non-uniformité ponctuelle  $\geq 1$  cm.
  - **Mire TG18-UNL :** Pour chacune des mires TG18-UNL10 et TG18-UNL80,
    - La luminance de chaque zone ( $L_x$ ) ne doit pas varier de plus de  $\pm 15\%$  de la valeur moyenne des 5 mesures de luminance ( $L_{moy}$ ).

$$L_x = L_{moy} \pm 15\%$$

- L'écart entre la luminance au centre ( $L_c$ ) et la luminance dans chacun des coins ( $L_x$ ) doit être inférieur à 15 % de  $L_c$ .

$$L_x = L_c \pm 15\%$$

- La déviation maximale de luminance doit être inférieure ou égale à 30 %, selon la relation suivante :

$$2 * \frac{(L_{\max} - L_{\min})}{(L_{\max} + L_{\min})} \leq 0,3$$

- **Mire TG18-LN12 :**

- L'écart de luminance entre les moniteurs droit et gauche doit être inférieur ou égal à 10 %

$$\left| 2 * \frac{(L_{\max \text{ droit}} - L_{\max \text{ gauche}})}{(L_{\max \text{ droit}} + L_{\max \text{ gauche}})} \right| \leq 0,1$$

- Le rapport de luminance (RL) doit être supérieur à 250 pour chacun des moniteurs utilisés en diagnostique (aussi appelés moniteurs primaires).

$$\frac{L_{\max}}{L_{\min}} > 250$$

Note : Pour les moniteurs secondaires, le LR doit être supérieur à 100.

- La luminance maximale de chaque moniteur utilisé en diagnostique (moniteur primaire) doit être supérieure ou égale à 170 cd/m<sup>2</sup>.

Note : Pour les moniteurs secondaires, la luminance maximale doit être supérieure ou égale à 100 cd/m<sup>2</sup>.

- La déviation absolue entre des contrastes observés ( $\delta_i$ ) et les contrastes attendus ( $\delta_i^D$ ) doit être inférieure ou égale à 10 % pour les moniteurs utilisés en diagnostique (moniteurs primaires).

$$\left| \frac{\delta_i^D - \delta_i}{\delta_i^D} \right| \leq 10\%$$

Note : Pour les moniteurs secondaires, la déviation absolue doit être inférieure ou égale à 20 %.

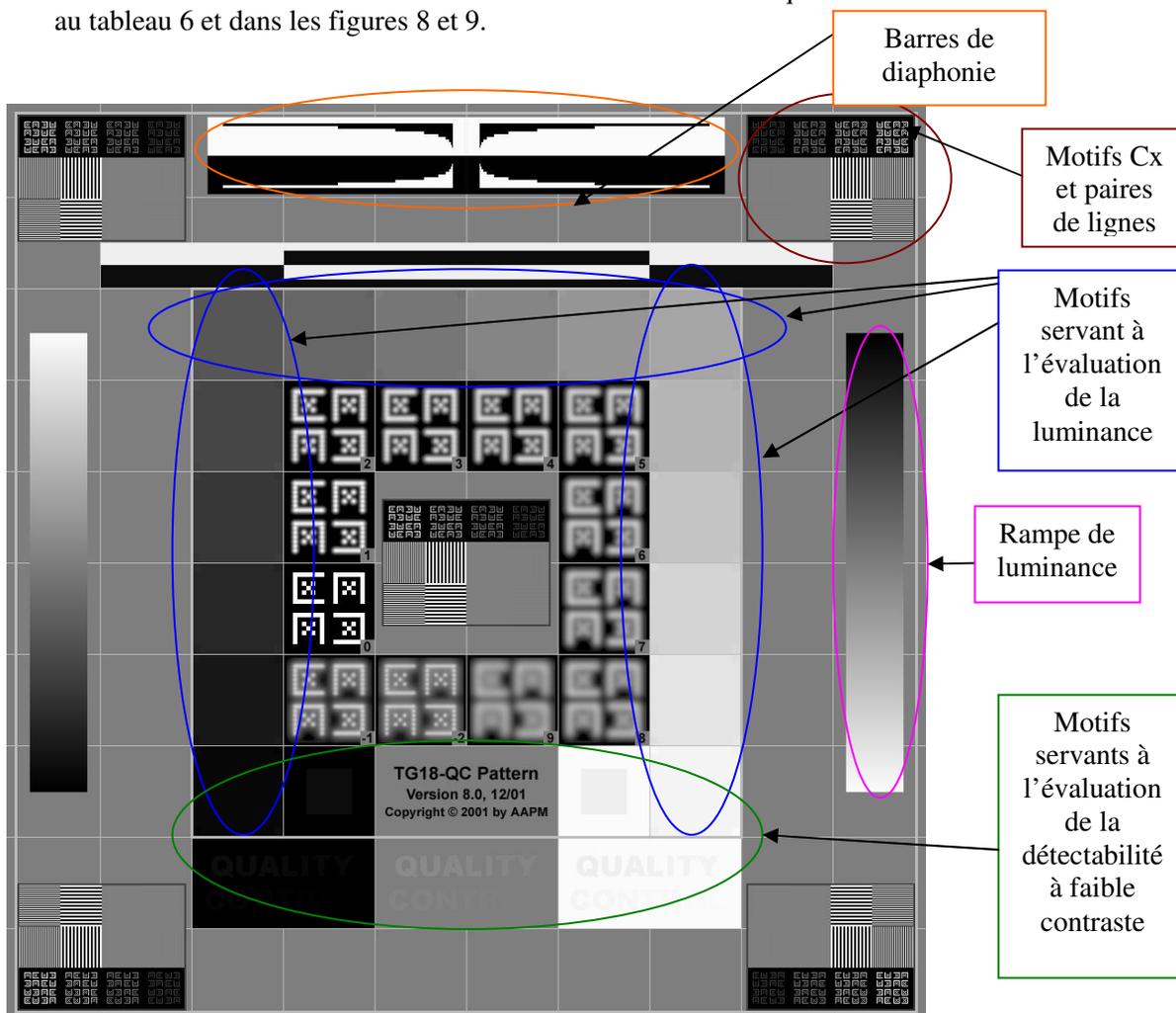
- **Conditions de lecture :**

- La luminance doit être inférieure à 10 lux.
- Les écrans des moniteurs doivent être propres.

## Annexe A – Description des mires TG18

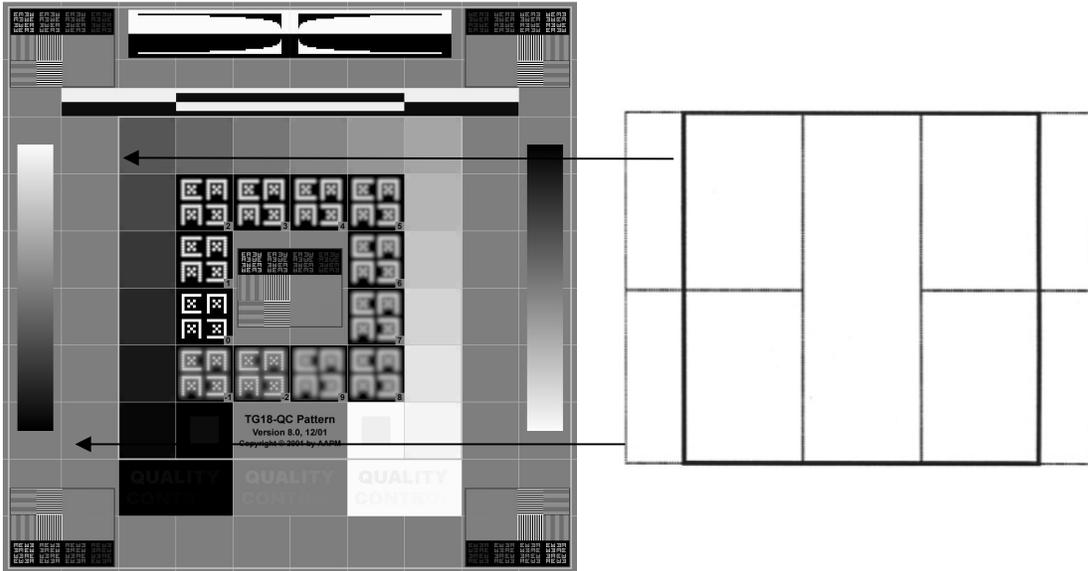
### ➤ Description sommaire des différentes mires TG18 utilisées dans ce manuel.

- **Mire TG18-QC** : Mire de réglage à usage multiple, utilisée pour l'évaluation globale (visuelle et quantitative) de la qualité des performances d'un moniteur (figure 8). Avec cette mire, il est possible d'évaluer la résolution, la luminance, la distorsion et les artefacts. Les différents éléments contenus dans la mire ainsi que leur utilité sont décrits au tableau 6 et dans les figures 8 et 9.



**Figure 8:** Mire TG18-QC

Source : AAPM On-line Report no.03 Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems



**Figure 9 :** Quadrants et zone centrale servant à l'évaluation de la distorsion sur une Mire TG18-QC  
 Source : AAPM On-line Report no.03 Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems

**Tableau 5 :** Arrangement des 16 niveaux de luminance et des motifs Cx de la mire TG18-QC

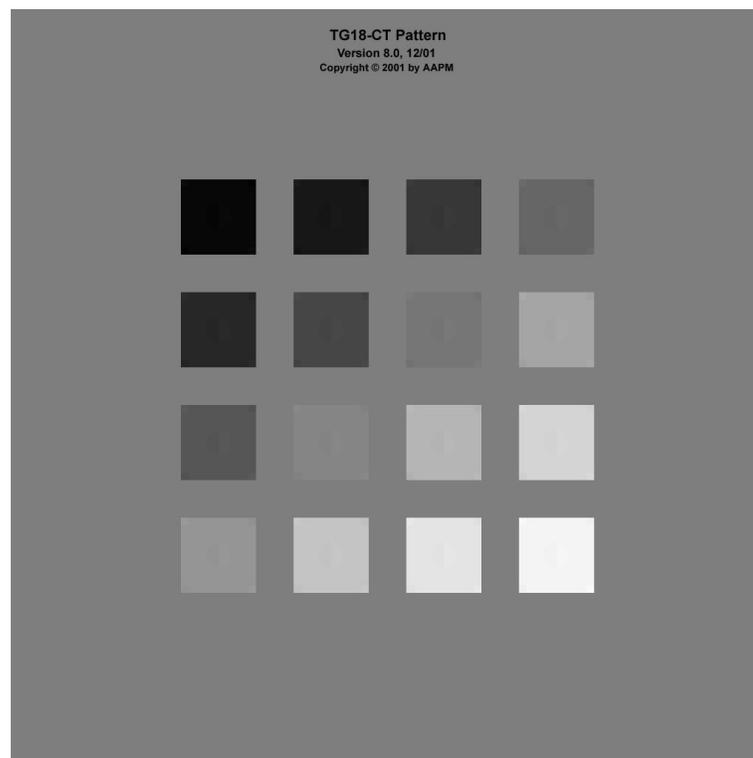
| Niveau 6         | Niveau 7       | Niveau 8 | Niveau 9 | Niveau 10             | Niveau 11         |
|------------------|----------------|----------|----------|-----------------------|-------------------|
| 1408             | 1664           | 1920     | 2176     | 2432                  | 2688              |
| Niveau 5<br>1152 | Cx 2           | Cx 3     | Cx 4     | Cx 5                  | Niveau 12<br>2944 |
| Niveau 4<br>896  | Cx 1           |          |          | Cx 6                  | Niveau 13<br>3200 |
| Niveau 3<br>640  | Cx 0           |          |          | Cx 7                  | Niveau 14<br>3456 |
| Niveau 2<br>384  | Cx -1          | Cx -2    | Cx 9     | Cx 8                  | Niveau 15<br>3712 |
| Niveau 1<br>128  | 0/5 %<br>0/205 |          |          | 100/95 %<br>4095/3890 | Niveau 16<br>3968 |

**Tableau 6 :** Description des différents motifs de la mire TG18-QC

| Volet évalué                                     | TG18-QC   | Dimensions des pixels & localisation  | Valeur des pixels  |
|--|---|---|--|
| <b>Distorsion géométrique</b>                    | <b>Arrière-plan</b>   | 2048 x 2048   | 2048   |
|  | <b>Quadrillé</b>  | Espace : 204 x 204<br>Largeur : 1 (3 autour de la région centrale)  | 3071   |
| <b>Luminance</b>                                 | <b>Plage de luminance :</b><br>16 niveaux                   | 204 x 204   | 128 - 384 -... - 3968  |
|  | Coins de faible contraste                                   | 20 x 20   | 64 en haut à gauche<br>— bas à droite<br>(-64) en bas à gauche — haut à droite |
|  | Niveaux min./max.   | 204 x 204, région centrale inférieure   | 0 et 4095  |
|  | Niveaux min./max. de contraste                              | 102 x 102, centrés dans les plages min./max.  | Min. : 0/205 – max. : 3890/4095  |
| <b>Résolution</b>                                | <b>Paires de lignes</b><br>(Grille horizontale & verticale) | 92 x 92; Nyquist (1 ON, 1 OFF) et demi-Nyquist (2 ON, 2 OFF), au centre et 4 coins du motif   | Contraste élevé : 0, 4095<br><br>Contraste faible : 2048, 2088                 |
|  | <b>Motifs Cx :</b><br>Ensemble de mesures                   | 92 x 92, au centre et 4 coins du motif  | 4095, 3071, 2048, 1024   |
|  | Ensemble de marqueurs<br>12 niveaux de flou                 | 190 x 190, augmentant dans le sens des aiguilles, -2, -1, 0, 1, ..., 9  | Contraste maximum à l'entrée   |
| <b>Profondeur de bits - Artéfacts de contour</b> | <b>Rampes de luminance</b>                                  | 1024 x 28 alignés verticalement sur les côtés gauche/droit du motif, nombre de lignes de valeurs constantes :<br>4 pour 8 bits,<br>1 pour 12 bits | 1k : 0,8, ..., 4088<br><br>2k : 0, 4, ..., 4092                                |
| <b>Artéfacts de signaux vidéo</b>                | <b>Fenêtre blanche/noire</b><br>Extérieure                  | 1629 x 50 région centrale supérieure  | 205/3890   |
|  | Intérieure  | 813 x 50 région centrale supérieure   |  |

| Volet évalué                     | TG18-QC  | Dimensions des pixels & localisation  | Valeur des pixels  |
|----------------------------------|--|---|--|
| Caractérisation visuelle         | Section horizontale de caractérisation de la diaphonie | 1152 x 172, le long de la bordure supérieure du motif                             | Contraste maximum : 0/4095   |
|                                  |  | Longueur : 512, 256, ..., 1<br>Hauteur : 6<br>Barre verticale centrale : 12 x 172 | (- 96) dans les portions supérieures<br>(+ 96) dans les portions inférieures |
| Déteçtabilité à faible contraste | Lettrage :   | Lettres majuscules grasses : 45 pixels de haut                                    | Arrière-plan : 0, 2048, 4095   |
|                                  | « QUALITY CONTROL »                                    | dans un arrière-plan uniforme en dessous de la région centrale                    | Lettres à + 16 de l'arrière-plan   |
|                                  | Bordure  | Largeur : 3, cartouche : 20   | 3071   |

- **Mire TG18-CT** : Mire contenant des motifs de faible contraste utilisés pour évaluer la réponse en luminance d'un système d'affichage (figure 10). Elle est constituée de 16 carrés ayant des luminances variant de 128 à 3968, encastrés dans un arrière-plan uniforme. Dans chaque carré, on retrouve deux demi-cercles et quatre coins de faible contraste (voir tableau 7 pour plus de détails).



**Figure 10:** Mire TG18-CT

Source : AAPM On-line Report no.03 Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems

**Tableau 7 :** Description de la mire TG18-CT

| TG18-CT                                       | Dimensions des pixels & localisation   | Valeur des pixels   |
|---|--|---|
| Arrière-plan                                  | 1024 x 1024  | 2048  |
| Plages de luminance                           |  |   |
| 16 niveaux également espacés                  | 102 x 102, séparés de 51, ordonnés dans une matrice 4 x 4, incrémentation en zigzag diagonal, centrés sur le motif | 128, 384, ..., 3968   |
| Coins de faible contraste                     | 10 x 10, dans les 4 coins de chaque carré  | + 64 haut à gauche et bas à droite<br>- 64 en bas à gauche et haut à droite |
| Disque central à faible contraste (demi-lune) | Diamètre : 34  | ± 32<br>+ sur la droite et - sur la gauche                                  |

- **Mires TG18-UN :** Ensemble de 2 mires utilisées pour évaluer l'uniformité de la luminance et de la couleur ainsi que la réponse angulaire. La première, TG18-UN10 a un motif correspondant à 10 % de la valeur maximale des pixels et l'autre, TG18-UN80, à un motif correspondant à 80 % (figure 11).



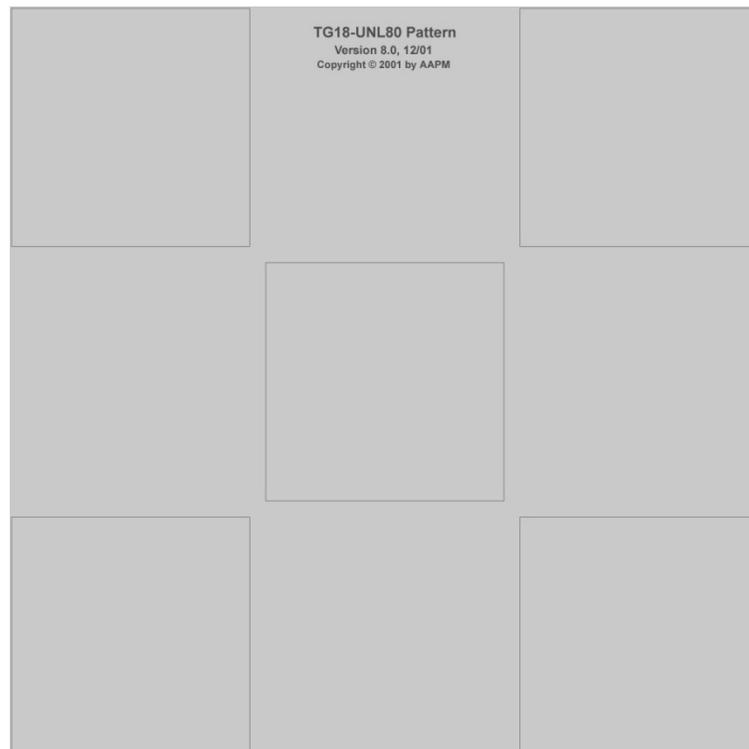
**Figure 11:** Mire TG18-UN80

Source : AAPM On-line Report no.03 Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems

**Tableau 8:** Description des mire TG18-UN

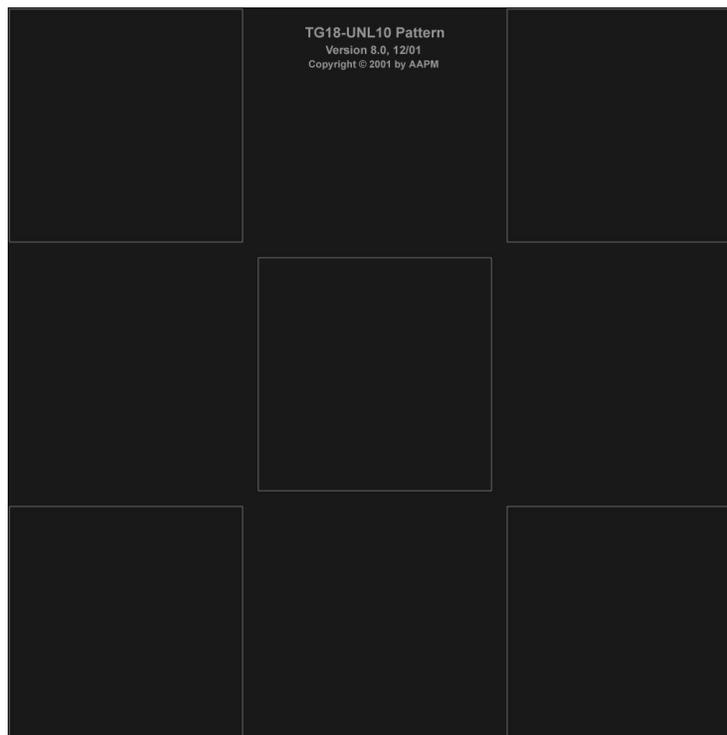
| TG18-UN      | Dimension des pixels & localisation | Valeur des pixels |
|--------------|-------------------------------------|-------------------|
| Arrière-plan | 1024 x 1024                         | 410 ou 3276       |

- **Mires TG18-UNL** : Ensemble de 2 mire utilisées pour évaluer l'uniformité de la luminance et de la couleur ainsi que la réponse angulaire. La première, TG18-UNL10 (figure 13), a un motif à 10 % de la valeur maximale des pixels tandis que l'autre, TG18-UNL80 (figure 12), a un motif à 80 %. Elles sont pratiquement identiques aux mire TG18-UN10 et TG18-UN80 à l'exception de lignes de faible contraste servant à identifier les zones de mesure : le centre et les quatre coins.



**Figure 12:** Mire TG18-UNL80

Source : AAPM On-line Report no.03 Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems



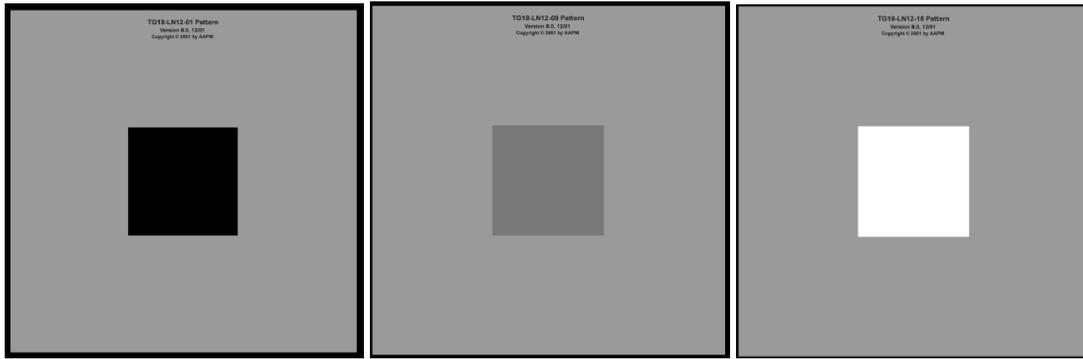
**Figure 13:** Mire TG18-UNL10

Source : AAPM On-line Report no.03 Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems

**Tableau 9 :** Description des mires TG18-UNL

| TG18-UNL                     | Dimension des pixels & localisation                     | Valeur des pixels |
|------------------------------|---|-------------------|
| Arrière-plan                 | 1024 x 1024   | 410 ou 3276       |
| Bordures des zones de mesure | 324 x 324 (10 % de l'aire totale)<br>Largeur de 1 pixel | 2048              |

- **Mires TG18-LN12 :** Ensemble de 18 mires de motifs de luminance (voir figure 14) utilisées pour évaluer la réponse en contraste d'un système d'affichage. Chacune des mires est constituée d'une région centrale (grandeur : 10 % de la surface totale), entourée d'un fond uniforme ayant une luminance équivalant à 20 % de la luminance maximale. C'est dans la zone centrale que les mesures sont effectuées.



**Figure 14:** Exemple de différents motifs de luminance des mires TG18-LN12  
Source: Mires originales TG18-LN12-01, TG18-LN12-09 et TG18-LN12-18 transformées en format PDF  
par M. Nagi Sharoubim.

## Annexe B – Description du fantôme Catphan® 600

### ➤ Description sommaire des modules du fantôme Catphan® 600

- **Module CTP404 - Sensitométrie (linéarité des nombres CT)** : Il contient des cibles sensitométriques de différents matériaux ayant des nombres CT variant de -1000 HU à 1000 HU (tableau 10) ainsi que 5 sphères d'acrylique, comme le montre la figure 15. On y retrouve des cibles de teflon®, acrylique, polyéthylène basse densité (PEBD ou LDPE), air, Delrin®, polystyrène, polyméthylpentène (PMP) ainsi qu'une fiole à remplir d'eau. Il est utilisé pour l'étalonnage des nombres CT.

Note : Le Catphan® 500 possède un module similaire, le CTP401. Cependant, il contient uniquement les cibles sensitométriques suivantes : téflon, acrylique, LDPE et air.

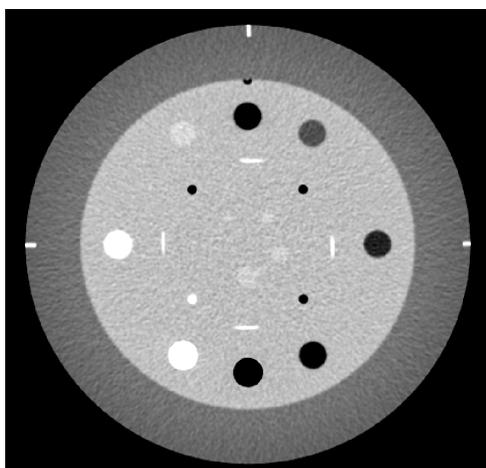


Figure 15 : Coupe axiale du module CTP404 du fantôme Catphan® 600.

Tableau 10 : Valeurs théoriques du nombre CT moyen des différents matériaux du module de CTP404 du fantôme Catphan® 600.

| Matériaux   | Nombre CT estimé <sup>1</sup> |
|-------------|-------------------------------|
| Air         | -1000                         |
| PMP         | -200                          |
| LDPE        | -100                          |
| Eau         | 0                             |
| Polystyrène | -35                           |
| Acrylique   | 120                           |
| Delrin®     | 340                           |
| Teflon®     | 950                           |

<sup>1</sup>Ces valeurs sont tirés du manuel *Catphan® 500 and 600 Manual*, Copyright © 2012, cependant ils peuvent varier considérablement en fonction du TDM et des protocoles sélectionnés.

- **Module CTP591 – Géométrie de billes** : contient des rampes de billes et un filin de tungstène qui permettent d'évaluer l'épaisseur de coupe, soit 2 paires de rampes de 38 mm de long (avec des billes de 0,028 mm de diamètre et un espacement de 1 mm) ainsi que 2 rampes de 6 mm de long (avec des billes de 0,18 mm et un espacement de 0,25 mm).

Note : Ce module est absent du Catphan® 500; dans ce cas, le module CTP401 sera utilisé pour évaluer l'épaisseur de coupe.

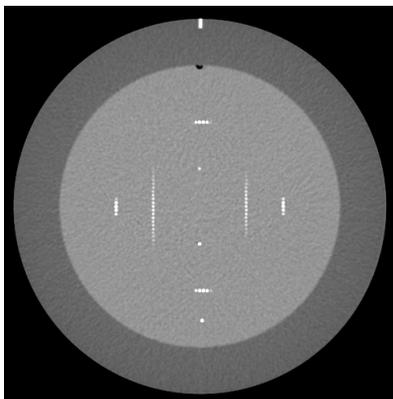


Figure 16 : Coupe axiale du module CTP591 du fantôme Catphan® 600.

- **Module CTP528 – Haute résolution** : Il contient deux structures à haute densité pour évaluer la résolution spatiale du TDM. La première structure est un motif circulaire comprenant 21 éléments dont la résolution varie de 1 jusqu'à 21 paires de lignes par cm. La seconde structure comprend deux billes sphériques (c'est-à-dire sources ponctuelles) encastrées dans un matériau uniforme (identifiées à l'aide des flèches sur la figure 17).

Note : Le Catphan® 500 possède le même module.

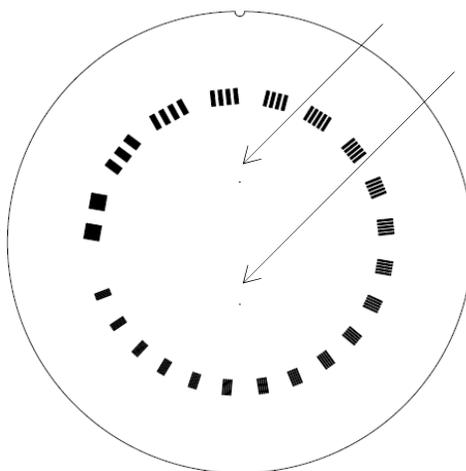


Figure 17 : Image axiale du module CTP528 du fantôme Catphan® 600.

Source : *Catphan® 500 and 600 Manual, Copyright © 2012*

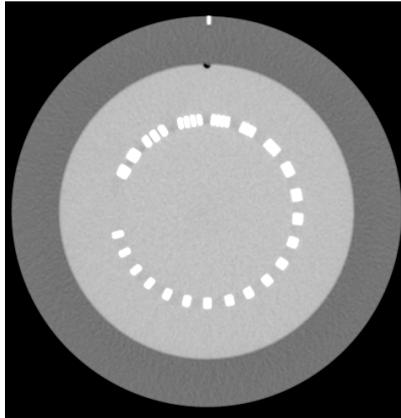


Figure 18 : Coupe axiale du module CTP528 du fantôme Catphan® 600.

- **Module CTP515 – Faible contraste** : Il contient des tiges cylindriques de différents diamètres et 3 différents niveaux de contraste. Légèrement plus atténuants que le milieu environnant, ils permettent d'évaluer la détectabilité à faible contraste des images axiales reconstruites (figures 19 et 20).

Note : Le Catphan® 500 possède le même module.

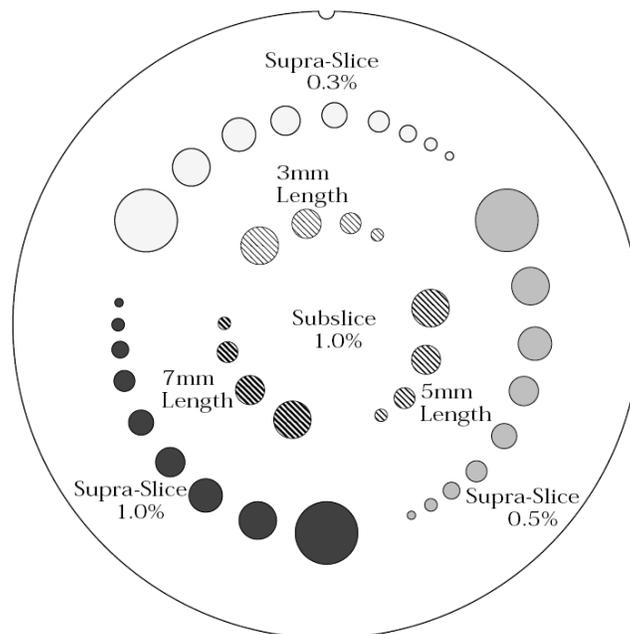
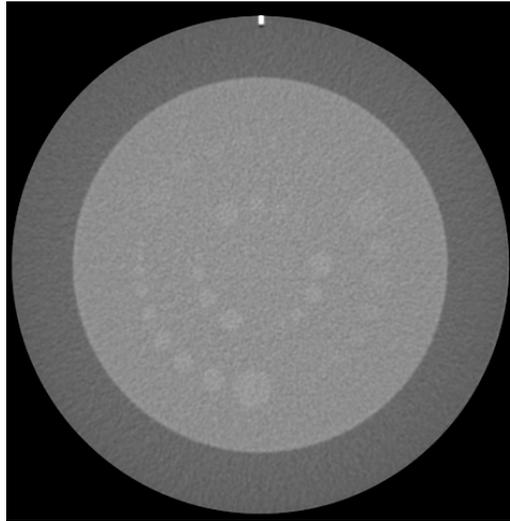


Figure 19 : Dimension et % de contraste des tiges cylindriques présentes dans le module CTP515.

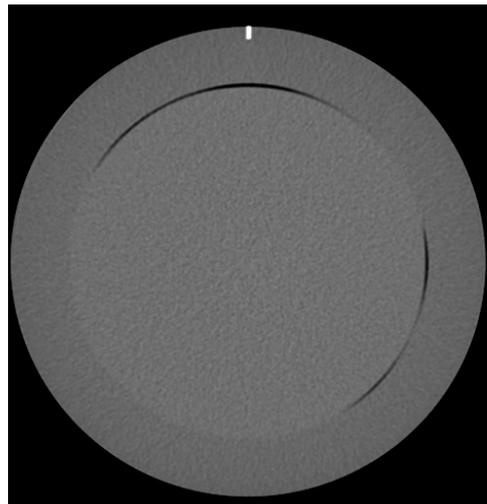
Source : *Catphan® 500 and 600 Manual, Copyright © 2012*



**Figure 20** : Coupe axiale du module CTP515 du fantôme Catphan® 600.

- **Module CTP486 – Uniformité de l'image** : Il est constitué entièrement d'un matériau uniforme ayant, pour les protocoles standards, une densité équivalente à la densité de l'eau  $\pm 2\%$ . Dans cette section, le nombre CT variera typiquement entre 5 UH et 18 UH. Ce module est utilisé pour évaluer l'uniformité spatiale (bruit), le nombre CT moyen et le bruit.

Note : Le Catphan® 500 possède le même module.



**Figure 21** : Coupe axiale du module CTP486 du fantôme Catphan® 600.

# Lexique

## A

- **APIBQ** : Association des Physiciens et Ingénieurs Biomédicaux du Québec.
- **AQPMC** : Association Québécoise des physiciens médicaux cliniques.

## B

- **Bruit** : Signaux parasites se superposant aléatoirement aux signaux utiles. En tomodynamométrie, le bruit provient essentiellement du bruit quantique (incertitude statistique sur le nombre de photons émis) et du bruit électronique (variation aléatoire du signal des détecteurs). Le bruit d'une image réfère aux pixels dont l'intensité est très différente de celle de leurs pixels voisins. Le niveau de bruit correspond à l'écart-type de la fluctuation des nombres CT dans une région d'intérêt. Il est exprimé en Unité Hounsfield (UH).

## C

- **CDA** : « *Couche de demi-atténuation* », épaisseur de matériel absorbant requis pour réduire de moitié l'intensité d'un faisceau de radiation. La CDA est généralement indiquée en millimètres d'aluminium.
- **CECR** : Centre d'expertise clinique en radioprotection
- **CHAUQ** : Centre hospitalier affilié universitaire de Québec
- **CHUM** : Centre hospitalier de l'Université de Montréal
- **Console** : Écran numérique servant à la visualisation d'image ou de données numériques, aussi appelé moniteur.
- **Coupe** : Une rotation de 360° du faisceau de rayons X en tomodynamométrie.
- **CTDI** : « *Computed Tomography Dose Index* », indice de dose en tomodynamométrie pour une coupe. L'unité de mesure est le mGy. Cette mesure ne correspond en aucun cas à la dose réelle reçue par le patient.

$$CTDI = \sum_{-\infty}^{\infty} \frac{D(z)}{NxT} dz$$

Où :

D(z) : Profil de dose sur l'axe z

N : Nombre de coupes

T : Largeur nominale des coupes

- **CTDI<sub>100</sub>** : Indice de dose en tomodynamométrie sur une distance de 100mm. L'unité de mesure est le mGy. Cette mesure ne correspond en aucun cas à la dose réelle reçue par le patient.

$$CTDI = \sum_{-50}^{+50} \frac{D(z)}{NxT} dz$$

- **CTDI<sub>w</sub>**: « *Weighted CTDI* », indice de dose en tomodensitométrie pondéré. Cet indice tient compte de la variation de la dose dans la coupe. L'unité de mesure est le mGy. Cette mesure ne correspond en aucun cas à la dose réelle reçue par le patient.

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_{100,centre} + 2/3 (CTDI_{100,0\text{ deg}} + CTDI_{100,90\text{ deg}} + CTDI_{100,180\text{ deg}} + CTDI_{100,270\text{ deg}})$$

- **CTDI<sub>vol</sub>**: « *CTDI volumique* », l'indice de dose en tomodensitométrie volumique. Cet indice tient compte du volume normalisé par le pas d'acquisition (« *Pitch* ») pour tenir compte du recouvrement des coupes dans les acquisitions hélicoïdales.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch}$$

## D

- **DGSSMU** : Direction générale des services de santé et médecine universitaire du MSSS.
- **Diaphonie** : Interférence dans la transmission de signaux, causée par un transfert partiel d'énergie à un autre circuit.
- **DICOM** : « *Digital imaging and Communications in Medicine* », norme standard pour la gestion informatique des données de l'imagerie médicale.
- **DLP** : « *Dose Length Product* », produit de CTDI<sub>vol</sub> et de la longueur de l'examen réalisé.

$$DLP = CTDI_{vol} \times L$$

Où :

L : Longueur d'exposition

## E

- **Épaisseur de la coupe** : Épaisseur de la section transverse (du patient ou du fantôme) explorée par une rangée de détecteurs à chaque rotation du tube.
- **Établissement** : Établissement visé par la Loi sur les services de santé et les services sociaux et par la Loi sur les services de santé et les services sociaux pour les autochtones cris. Ce terme réfère, entre autres, à un centre local de services communautaires (CLSC), un hôpital, un centre hospitalier (CH), un centre de services sociaux (CSS), un centre de santé et de services sociaux (CSSS), un centre d'hébergement et de soin de longue durée (CHSLD), un centre hospitalier universitaire (CHU), un centre universitaire de santé (CUS), un centre hospitalier affilié universitaire (CHAU), un centre de protection de l'enfance et de la jeunesse (CPEJ), un centre jeunesse, un centre d'accueil, un centre de réadaptation, un centre médical spécialisé (CMS).
- **Établissement de santé** : Dans le cadre de ce document, cette expression désigne communément un hôpital, un CH, un CSSS, un CHU, un CHAUQ, un CUS et ce, sans pour autant exclure toute installation répondant à la définition ci-haut du terme « établissement » qui est doté d'un ou plusieurs TDM.

## F

- **FTM** : «*Fonction de transfert de modulation* », mesure objective de la variation du contraste obtenu par un système d'imagerie, en fonction de la fréquence spatiale (nombre de paires de lignes par mm, lp/mm) d'un objet. La courbe FTM est une fonction décroissante; à des fréquences spatiales très faibles, la FTM est d'environ 100% et à des fréquences spatiales très élevées, elle est proche de 0%. Cette fonction caractérise la résolution spatiale d'un système et définit la capacité de ce système à transmettre des variations de contraste en hautes fréquences.

## G

- **GSDF** : «*Grayscale Standard Display Function* », référence DICOM pour l'affichage d'image (moniteur ou impression) dont l'objectif est d'uniformiser les représentations et nous assurer que l'œil humain perçoive de façon consistante et linéaire les changements à peine notable par l'œil humain des valeurs de pixel (échelle de gris). Essentiellement, une variation donnée dans les valeurs de pixel doit correspondre à une perception équivalente du changement de luminance et ce indépendamment du support de visualisation utilisé.

## H

- **HU** : *Unité Hounsfield*, échelle standard de valeurs normalisées de mesure de la radiodensité. L'échelle de mesure varie de -1000 (correspondant à la valeur pour l'air) à +1000 (correspondant à la valeur de l'os dense). La valeur de 0 correspond à l'eau.

## I

- **Ingénieur** : Personne membre de l'Ordre des ingénieurs du Québec

## J

- **JND** : «*Just Noticeable Differences* » ou différences à peine notable, la JND représente la linéarisation de la perception par l'œil humain dans laquelle la différence à l'entrée est perçue comme la même différence dans le changement de contraste.

## K

- **Kerma** : «*Kinetic energy released in material* », quantité d'énergie cinétique transférée par unité de masse de matière aux électrons secondaires mis en mouvement les photons. Il s'exprime en gray (Gy) ou en rad.  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$  et  $100 \text{ rad} = 1 \text{ Gy}$ .

## L

- **LIM** : Laboratoire d'imagerie médicale au sens de la Loi sur les laboratoires médicaux, la conservation des organes et des tissus et la disposition des cadavres, LRQ, c L-0.2. Cela désigne habituellement une clinique d'imagerie médicale générale privée.
- **LRD** : Laboratoire de radiologie diagnostique au sens de la Loi sur les laboratoires médicaux, la conservation des organes et des tissus et la disposition des cadavres, LRQ, c

L-0.2. Cela désigne habituellement une clinique privée offrant des services d'imagerie médicale spécifique à un domaine particulier de la santé.

- **Luminance** : Intensité lumineuse d'une source lumineuse dans une direction donnée divisée par l'aire apparente de cette source dans cette même direction. Son unité est le candela par mètre carré (cd/m<sup>2</sup>) ou le nit (1 nit = 1 cd/m<sup>2</sup>).

## M

- **Moniteur** : Écran numérique servant à la visualisation d'image ou de données numériques, aussi appelé console.
- **MSSS** : Ministère de la Santé et des Services sociaux

## N

- **Nombre CT** : Appelé aussi nombre de tomодensitométrie, standardise les images du tomодensitomètre. Il est exprimé en unités Hounsfield, pour lesquelles l'échelle est définie linéairement en fonction du coefficient d'atténuation de chaque type de tissu d'une manière à ce que l'eau et l'air aient des nombre CT de 0 et de -1000 respectivement. Le nombre CT s'obtient selon la formule suivante :

$$\text{Nombre CT} = \frac{\mu_x - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \times 1000,$$

Où  $\mu_x$  est le coefficient d'atténuation linéaire du matériau considéré,  $\mu_{\text{eau}}$  est le coefficient d'atténuation linéaire de l'eau.

## O

- **OTIMRO** : Ordre des technologues en imagerie médicale et en radio-oncologie du Québec.

## P

- **Physicien** : Personne détenant un diplôme de premier cycle en physique ou l'équivalent et ayant une compétence en radioprotection.
- **Pitch** : Rapport de la distance de déplacement de la table durant une rotation de 360° du tube à rayon X et l'épaisseur totale de la coupe lors d'une acquisition en mode hélicoïdale, on peut aussi utiliser le terme « pas ».
- **P-Values** : « *presentation values* », valeurs définies dans un espace de perception linéaire d'échelle de gris (appareil-indépendant). Correspond aux valeurs de pixels obtenues après que toutes les transformations DICOM concernant l'échelle de gris ont été appliquées aux données d'acquisition.
- **POR** : Pratique organisationnelle requise d'Agrement Canada

## R

- **Responsable en radioprotection (RRP)** : Expert désigné par son institution pour s'assurer de l'application et du respect des politiques de radioprotection de l'institution.
- **Résolution** : Mesure la capacité du système d'imagerie à détecter les structures fines. Elle est quantifiée soit par la largeur à mi-hauteur (LMH) de la fonction de d'étalement du point (*PSF : Point Spread Function*) ou par la fonction de transfert de modulation (FTM) du système.
- **ROI** : « *Région of interest* », région d'intérêt; portion de l'image, de grandeur variable, utilisée pour effectuer différentes mesures dont le nombre CT et l'écart-type.
- **RRP** : Responsable de la radioprotection

## S

- **Station de lecture** : Moniteur(s) associé(s) à l'opération de l'équipement de tomodensitométrie.
- **Station d'acquisition** : Une ou plusieurs consoles directement reliées au TDM, sur lesquelles sont affichées les images tomodensitométriques. Ces consoles sont aussi parfois identifiées comme moniteurs de la modalité. Ces consoles font partie des moniteurs secondaires.
- **Station diagnostique** : Ensemble de moniteurs utilisé par les radiologistes pour l'interprétation des images. Ces consoles sont aussi désignées moniteurs primaires.
- **Station de reconstruction** : Moniteurs utilisés pour effectuer des reconstructions secondaires post-acquisition. Ces consoles font partie des moniteurs secondaires.

## T

- **TDM** : Tomodensitomètre
- **Technicien de service** : Technicien travaillant pour le génie biomédical de l'institution ou encore technicien travaillant pour la compagnie de service embauchée par l'institution.
- **TGBM** : Technologue génie biomédical
- **TIM** : *Technologue en imagerie médicale*, membre de l'Ordre des technologues en imagerie, en radio-oncologie et en électrophysiologie médicale du Québec

## Z

- **Zone contrôlée** : Zone généralement réservées aux travailleurs pouvant être exposés à des niveaux supérieurs aux limites d'exposition du public, lorsqu'en fonction et pendant les périodes où les risques d'expositions augmentent (exemple : salle du TDM).
- **Zone non-contrôlée** : Zone généralement accessible aux membres du public et/ou aux travailleurs ayant un niveau d'exposition habituel inférieur aux limites pour les membres du public (exemple : poste de contrôle du TDM).



## Références

American Association of Physicists in Medicine. *Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners*. AAPM report No. 39. AAPM Task Group 2 of the Diagnostic X-Ray Imaging Committee. New York, AAPM, 1993.

American Association of Physicists in Medicine. *Quality Control in Diagnostic Radiology*, AAPM Report No. 74. AAPM Task Group 12 of Diagnostic X-ray Imaging Committee. College Park, AAPM, 2002.

American Association of Physicists in Medicine. *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*. AAPM Report No. 96. AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee. College Park, AAPM, 2008.

ICRP, 1991. *1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3).

ICRP, 2012 *ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context*. ICRP Publication 118. Ann. ICRP 41(1/2).

ImPACT. *Information Leaflet 1 : CT Scanner Acceptance Testing. Version 1.0*. ImPACT, Bence Jones Offices, St George's Hospital, London, SW17 0QT, 2001.

J. A. Bauhs, T. J. Vrieze, A. N. Primak, M. R. Bruesewitz, and C. H. McCollough. *CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices*. RadioGraphics, 28:245-253, 2008.

Ministère de la Santé et des Services sociaux, Québec, Canada. *Manuel de contrôle de la qualité pour la mammographie et la biopsie guidée par stéréotaxie. Volume 2 : Physicien biomédical*. Direction générale de la santé publique, Ministère de la Santé et des Services sociaux, Québec, Canada, 1998.

National Council on Radiation Protection and Measurement. *Structural Shielding Design for Medical X-ray Imaging Facilities*, NCRP Report No. 147. National Council on Radiation Protection and Measurement, Bethesda, Maryland, 2004.

National Electrical Manufacturers Association. *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 14: Grayscale Standard Display Function*. National Electrical Manufacturers Association 1300 N. 17th Street Rosslyn, Virginia 22209 USA, 2011.

O. Rampado, E. Garelli, and R. Ropolo. *Computed Tomography Dose Measurements with Radiochromic Films and a Flatbed Scanner*. Medical Physics 37(1) : 189-195, 2010.

Samei E, Badano A, Chakraborty D, Compton K, Cornelius C, Corrigan K, Flynn MJ, Hemminger B, Hangiandreou N, Johnson J, Moxley M, Pavlicek W, Roehrig H, Rutz L, Shepard J, Uzenoff R, Wang J, Willis C. *Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems*, Report of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18, Medical Physics Publishing, Madison, WI, AAPM On-Line Report No. 03, April 2005.

Santé Canada. *Code de sécurité 35 : 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.* Santé Canada, Ottawa, Canada, 2008.

The Phantom Laboratory. *Catphan 500 and 600 Manual.* The Phantom Laboratory, P.O. Box 511, Salem, NY 12865-0511 USA, 2010.

U. S. Food and Drug Administration. *Performance Standards for Ionizing Radiation Emitting Products. Computed Tomography (CT) Equipment.* Code of Federal Regulations. 21 CFR 1020.33. 1984.

**CECR**

CENTRE  
D'EXPERTISE  
CLINIQUE EN  
RADIOPROTECTION

## ÉQUIPE DU CECR

**Renald Lemieux**, M.ing., Ph.D., M.ets.  
Directeur

**Moulay Ali Nassiri**, physicien médical  
Coordonnateur

**Manon Rouleau**, Ing.  
Coordonnatrice de la tournée en  
tomodensitométrie

**Caroline Savard**  
Agente administrative



Centre d'expertise clinique en radioprotection  
CHUS – Bureaux administratifs  
500, rue Murray, case postale 1  
Sherbrooke (Québec) J1G 2K6

Téléphone : 819.348.3842 | 1.877.839.1217  
Télécopieur : 819.822.6700  
Courriel : [cecr.chus@ssss.gouv.qc.ca](mailto:cecr.chus@ssss.gouv.qc.ca)

[www.chus.qc.ca/cecr](http://www.chus.qc.ca/cecr)

**CHUS** Centre hospitalier  
universitaire  
de Sherbrooke

*Avec vous, pour la Vie*

Ministère de la Santé  
et des Services  
sociaux

Québec