

Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie
Code de pratique du contrôle de la qualité technique
des tomodesitomètres de simulation

Document d'orientation présenté au nom de
l'Association canadienne de radio-oncologie,
l'Organisation canadienne des médecins médicaux,
l'Association canadienne des technologues en radiation médicale et
du Partenariat canadien contre le cancer

19 juillet 2016

CTS.2016.07.02

www.pcqr.ca



CPQR

Canadian Partnership for
Quality Radiotherapy

PCQR

Partenariat canadien pour
la qualité en radiothérapie

Avertissement

Les informations contenues dans le présent document sont destinées à être utilisées à la discrétion de chaque centre dans le but de le guider dans l'amélioration de programme de radioprotection et de contrôle de la qualité. Le présent document ne repose sur aucune norme juridique ; les règlements fédéraux ou provinciaux spécifiques et les conditions de permis prévalent sur son contenu. C'est un document évolutif et l'information qu'il contient est sujette à modification à tout moment et sans préavis. Le Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie (PCQR) ou ses associations partenaires, l'Association canadienne de radio-oncologie (ACRO), l'Organisation canadienne des physiciens médicaux (OCPM) et l'Association canadienne des technologues en radiation médicale (ACTRM), ne sauraient en aucun cas être tenus responsables des dommages ou pertes de toute nature, directs ou indirects, qui résulteraient en tout ou en partie de l'utilisation de ce document.

Experts examinateurs

Philippe Després
Université Laval, Québec, Québec

Stewart Gaede
London Regional Cancer Program, London, Ontario

Centres de validation externe

Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec
BC Cancer Agency – Vancouver Island Centre, Colombie-Britannique
BC Cancer Agency – Abbotsford Centre, Abbotsford, Colombie-Britannique
BC Cancer Agency – Centre for the North, Prince George, Colombie-Britannique
CISSS de la Montérégie-Centre – Hôpital Charles-Le Moyne, Longueuil, Québec
Centre hospitalier universitaire de Montréal – Hôpital Notre-Dame, Montréal, Québec
Simcoe Muskoka Regional Cancer Centre, Barrie, Ontario
CancerCare Manitoba, Winnipeg, Manitoba

Traducteur

Laurent Tantôt
CIUSSS de l'Est-de-l'Île-de-Montréal – Hôpital Maisonneuve-Rosemont, Montréal, Québec

Introduction

Le Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie (PCQR) est une alliance formée des trois principales organisations professionnelles nationales œuvrant dans le domaine de la radiothérapie au Canada : l'Association canadienne de radio-oncologie (ACRO), l'Organisation canadienne des physiciens médicaux (OCPM) et l'Association canadienne des technologues en radiation médicale (ACTRM). Le soutien stratégique et financier est apporté par le Partenariat canadien contre le cancer (PCCC), une ressource nationale pour la promotion de la prévention et du traitement du cancer. Le PCQR a pour mandat de soutenir l'accès universel à des traitements de radiothérapie sûrs et de grande qualité pour tous les Canadiens, grâce à l'amélioration du rendement du système et l'établissement de codes de pratique et d'indicateurs consensuels visant à faciliter la mise sur pied et l'évaluation de programmes de radiothérapie.

Le présent document présente en détail les objectifs de performance et les critères de sécurité des *tomodesitomètres de simulation*. Le lecteur trouvera dans le document cadre *Codes de pratique du contrôle de la qualité technique pour les centres canadiens de radiothérapie*⁽¹⁾ une description générale d'un programme de contrôle de la qualité technique et la façon d'interpréter les objectifs et critères de performance détaillés dans le présent document.

Description du système

L'objectif de la simulation lors de la planification de radiothérapie est de reproduire aussi fidèlement que possible la position, la forme et l'anatomie du patient relativement à l'appareil de radiothérapie et à son isocentre⁽²⁻⁴⁾. Les appareils de traitement modernes sont capables d'atteindre une exactitude mécanique à environ 1 mm et 1° près ; les simulateurs qui servent à planifier ces traitements doivent donc atteindre la même exactitude. Durant le processus de planification en radiothérapie, on trouve fréquemment les étapes suivantes :

1. l'acquisition de données de tomodesintométrie (TDM) ;
2. le transfert des données de TDM vers un poste de planification de radiothérapie ;
3. le marquage de points de référence du patient avant ou après la planification virtuelle des faisceaux ;
4. la localisation des contours cibles et des structures à risque ;
5. la planification virtuelle des faisceaux ;
6. les calculs dosimétriques.

Pour les besoins du présent document, les étapes 1, 2 et 3 définissent le processus de simulation en TDM. Les étapes 1, 2, 3, voire 4, se déroulent en présence du patient dans la salle du tomodesintomètre.

Les tomodesintomètres de simulation sont composés d'un tomodesintomètre spiralé (ou hélicoïdal) de pointe^(5,6), de son système informatique d'acquisition et de traitement des données, d'un système de lasers pour le marquage des patients et d'accessoires de radiothérapie. Grâce aux images de TDM, on obtient les données sur l'anatomie, la géométrie et la densité électronique relative qui sont nécessaires à la précision du plan de traitement. L'ordinateur du tomodesintomètre est connecté à un poste de simulation virtuelle tridimensionnelle ou à un système de planification de traitement (TPS) complet. Ces postes de travail disposent d'outils de localisation des cibles, de recalage des images de TDM avec les images d'autres modalités, de planification graphique des faisceaux de radiation et de production de radiographies numériquement reconstruites (DRR) vues par le faisceau (BEV). La différence entre les postes de simulation virtuelle tridimensionnelle et les TPS complets vient de la capacité intégrale de ces derniers à calculer et évaluer la dose. Tout le processus de simulation par tomodesintométrie a été décrit en détail par divers auteurs⁽²⁻⁴⁾.

En ce qui concerne les tomodesintomètres de simulation, des tests sont nécessaires pour le système de sûreté et pour les systèmes optique, mécanique et radiographique. Les codes de pratique du contrôle de la qualité des tomodesintomètres de simulation sont fournis dans les tableaux plus bas. Ces codes de pratique minimums sont constitués de tests à effectuer avec leur fréquence minimale. Les tests sont tirés de la littérature, en particulier des normes établies dans les rapports du TG-40⁽⁷⁾ et du TG-66⁽⁸⁾ de l'AAPM, le rapport n° 81 de l'IPEM⁽⁹⁾ et le Code de sécurité 35 de Santé Canada⁽¹⁰⁾, ou encore dans d'autres ressources décrivant plus avant les tomodesintomètres et les tests de contrôle de la qualité^(3,11,12).

Le présent document traite aussi de la tomodensitométrie 4D (4D-CT ou TDM 4D), qui a été développée afin de pouvoir prendre des images 3D du thorax ou de l'abdomen d'un patient pendant qu'il respire en réduisant l'apparition d'artéfacts. Cela nécessite l'acquisition de multiples projections de la même région anatomique pendant que le patient respire librement et de trier soit les données de projection (sinogrammes), soit les images axiales reconstruites selon la phase respiratoire enregistrée simultanément pendant l'acquisition de la TDM. Cette acquisition peut être séquentielle en mode ciné, la table étant fixe pendant la génération des rayons X, ou bien elle peut être continue en mode hélicoïdal, avec un faible pas. Avec l'avènement des TDM multicoupes (aussi appelés multibarrettes), le pas peut être suffisamment petit pour qu'une région anatomique soit échantillonnée plusieurs fois grâce au chevauchement des barrettes de détecteurs. Le triage des données de la TDM est guidé par un signal respiratoire. Pour cela, les approches les plus communes pour reconstruire les images d'un TDM 4D utilisent le déplacement d'un marqueur thoracique ou abdominal, un extensomètre ou la spirométrie. Malgré la diversité des algorithmes de tri et de reconstruction des TDM 4D, les ensembles d'images se composent généralement de 8 à 10 TDM 3D correspondant aux différentes phases du cycle respiratoire. Le volume enveloppant la cible en mouvement peut alors être défini à partir du TDM 4D, permettant ainsi d'obtenir une représentation exacte du volume parcouru par la tumeur à cause du mouvement respiratoire pendant l'irradiation. On peut aussi utiliser un sous-ensemble des données du TDM 4D pour asservir la radiothérapie à la respiration, c'est-à-dire, déclencher le faisceau de rayonnement uniquement pendant une certaine partie du cycle respiratoire.

Pour l'assurance de la qualité de routine, on emploie des fantômes à mouvement respiratoire programmable. Étant donné que les stratégies de reconstruction varient d'un constructeur à l'autre et d'un centre à l'autre, la capacité de reconstruire régulièrement les images 3D d'un objet de géométrie, densité électronique, amplitude et période de déplacement connues dans le nombre désiré de phases respiratoires constitue l'essentiel de l'assurance de la qualité régulière de la TDM 4D. Il existe d'autres tâches d'assurance de la qualité qui consistent à évaluer la qualité d'image des TDM reconstruits et utilisés pour délimiter la cible et calculer la dose de traitement, et pour le recalage d'images. Parmi les principaux documents qui présentent des codes de pratique pour une mise en œuvre sûre de la TDM 4D dans une clinique de radiothérapie, on trouve notamment les rapports du TG66⁽⁸⁾ et du TG76⁽¹³⁾ de l'AAPM et le Code de sécurité 35⁽¹⁰⁾ Santé Canada.

Codes de pratique connexes

Dans le but d'évaluer complètement la performance d'un tomodensitomètre de simulation, des tests additionnels décrits dans des codes de pratique du contrôle de la qualité technique connexes doivent être effectués et documentés, le cas échéant. Disponibles sur pcqr.ca, les codes de pratique connexes au présent document sont :

- Systèmes de sûreté
- Principal équipement de dosimétrie

Tableaux de tests

Tableau 1 : Tests de contrôle de la qualité quotidiens

Article	Test	Intervention
Quotidien		
D1	Lasers (alignement, espacement, mouvement)	1 mm
D2	Nombre CT de l'eau – moyenne (exactitude)	0 ± 4 UH
D3	Nombre CT de l'eau – écart-type (bruit)	reproductible (10 % ou 0,2 UH de la valeur de référence, le plus élevé des deux)
D4	Nombre CT de l'eau – moyenne selon la position (uniformité)	2 UH
D5	Système de monitoring de la respiration	fonctionnel
Q6	Système audiovisuel d'encadrement du patient (le cas échéant)	fonctionnel

Notes sur les tests quotidiens

- D1 L'alignement des lasers devrait au moins respecter les seuils de tolérance fixés pour les lasers des salles de traitement. Le test quotidien des lasers a pour but d'assurer que les lasers du statif indiquent exactement le plan de coupe à l'intérieur de l'anneau. On peut utiliser un fantôme simple pour ce test, tel que décrit par Mutic et coll.⁽⁸⁾. La position des lasers muraux par rapport au plan de coupe doit être vérifiée, car la distance entre les deux est utilisée pour le marquage de la position du patient. Enfin, on doit vérifier l'exactitude du mouvement des lasers muraux et plafonniers pour des valeurs de déplacement sur toute l'étendue possible. Ce dernier test peut être effectué avec une simple règle.
- D2 Le nombre CT moyen de l'eau doit être vérifié en utilisant un protocole de simulation typique sur un fantôme d'eau cylindrique et dans une grande région d'intérêt⁽¹⁰⁾. Le protocole utilisé doit être varié pour couvrir, le cas échéant, tout l'éventail de tensions maximales (kV_p) utilisées en milieu clinique. Le seuil d'intervention défini pour ce test est celui recommandé par le Code de sécurité 35⁽¹⁰⁾.
- D3 L'écart-type des nombres CT de l'eau doit être vérifié dans une grande région d'intérêt au centre d'un fantôme d'eau cylindrique, à l'aide d'un protocole de simulation typique⁽¹⁰⁾. Le protocole utilisé doit être varié pour couvrir, le cas échéant, tout l'éventail de tensions maximales (kV_p) utilisées en milieu clinique. Le seuil d'intervention défini pour ce test est celui

recommandé par le Code de sécurité 35⁽¹⁰⁾.

- D4 L'écart du nombre CT moyen de toute région d'intérêt excentrée doit être mesuré par rapport au nombre CT moyen d'une région d'intérêt au centre d'un fantôme d'eau cylindrique. Chaque région d'intérêt devrait représenter 10 % du diamètre du fantôme⁽¹⁰⁾ et être définies à 12 h, 3 h, 6 h et 9 h, à la périphérie du fantôme. Le protocole utilisé doit être varié pour couvrir, le cas échéant, tout l'éventail de tensions maximales (kV_p) utilisées en milieu clinique. Le seuil d'intervention défini pour ce test est celui recommandé par le Code de sécurité 35⁽¹⁰⁾.
- D5 La configuration du système de monitoring respiratoire varie d'un centre à l'autre. Là où on utilise un système tiers, il faut s'assurer de pouvoir observer le marqueur externe avec n'importe quelle caméra de la salle et d'en monitorer et enregistrer le mouvement avec le logiciel associé. S'assurer aussi que l'interface entre le logiciel de monitoring et le TDM est fonctionnelle. Enfin, s'assurer aussi que tous les lecteurs réseau des postes de travail où le logiciel de monitoring est installé sont mappés sur le pupitre de commande du TDM avant l'acquisition des données.
- D6 S'assurer que le logiciel de guidage audiovisuel du patient fonctionne bien. Bien qu'il soit recommandé d'effectuer ce test quotidiennement, il est raisonnable de ne le faire que les jours où on l'utilise.

Tableau 2 : Tests de contrôle de la qualité mensuels

Article	Test	Intervention
Mensuel		
M1	Niveau de la table	2 mm sur la longueur et la largeur de la table
M2	Lasers (orthogonalité et orientation)	1 mm sur la longueur
M3	Déplacement de table	1 mm

Notes sur les tests mensuels

- M1 La table du tomodensitomètre doit être de niveau et perpendiculaire au plan d'imagerie. Ce test doit être effectué en radiographie, car un niveau ne donne une mesure qu'en référence à l'horizontale et non au plan d'imagerie. Une procédure détaillée est donnée par Mutic et coll.⁽⁸⁾. Si le tomodensitomètre est aussi utilisé en radiodiagnostic, ce test doit être effectué mensuellement et chaque fois que la table de traitement (plane) est retirée.
- M2 Les lasers du statif et les lasers muraux et plafonniers doivent être parallèles ou orthogonaux au plan d'imagerie sur toute la longueur de leur projection. Une procédure détaillée pour

effectuer ces tests est donnée par Mutic et coll.⁽⁸⁾.

M3 Les déplacements vertical et longitudinal de la table selon les indicateurs numériques doivent être exacts et reproductibles. Ce test peut être effectué simplement avec une longue règle, tel que décrit par Mutic et coll.⁽⁸⁾. Il doit être effectué avec une masse de patient typique sur la table (env. 80 kg).

Tableau 3 : Tests de contrôle de la qualité trimestriels

Article	Test	Intervention
Trimestriel		
Q1	Nombre CT d'autres matériaux – moyenne (exactitude)	reproductible (fixer le seuil d'intervention à l'acceptation)
Q2	Résolution 3D à bas contraste	reproductible (fixer le seuil d'intervention à l'acceptation)
Q3	Résolution spatiale 3D à haut contraste (à 10 % et à 50 % de la fonction de transfert de modulation)	reproductible (0,5 pl/cm ou 15 % de la valeur de référence, le plus élevé des deux)
Q4	Épaisseur de coupe (profil de sensibilité)	reproductible (0,5 mm de la valeur de référence pour des coupes ≥ 2 mm, 50 % de la valeur de référence pour des coupes de 1 à 2 mm, 0,5 mm de la valeur de référence pour des coupes < 1 mm)
Q5	Amplitude et période du marqueur lues par le logiciel de monitoring ou le pupitre de commande	1 mm, 0,1 s
Q6	Reconstruction du 4D-CT	fonctionnel
Q7	Amplitude mesurée de déplacement des cibles en 4D-CT	2 mm
Q8	Intégrité géométrique et positionnement des cibles mouvantes à chaque phase respiratoire de la TDM 4D	2 mm (LMH) par rapport à la mesure de référence (tolérance supérieure pour les amplitudes plus grandes que 2 cm)

Q9	Nombre CT moyen et écart-type d'une cible en mouvement, à chaque phase	10 UH et 10 % par rapport à la mesure de référence (tolérance supérieure pour les amplitudes plus grandes que 2 cm)
Q10	Reconstruction des images 4D à niveau d'intensité variable (Avg, MIP, minIP)	2 mm (LMH) par rapport à la mesure de référence (tolérance supérieure pour les amplitudes plus grandes que 2 cm)
Q11	Transmission des images 4D au système de planification de traitement	fonctionnel

Notes sur les tests trimestriels

- Q1–4 La qualité des images de TDM dépend fortement du protocole employé pour les acquérir. Ces tests devraient être effectués avec des protocoles typiques en oncologie et pour toutes les tensions maximales (kV_p) utilisées en clinique. Les seuils d'intervention devraient être établis localement suivant l'équipement disponible. Le contrôle de routine de ces paramètres devrait être fondé sur les résultats lors de l'installation.
- Q5 Il est indispensable pour le système de monitoring respiratoire de suivre exactement le mouvement du marqueur externe pour garantir la validité de la reconstruction de la TDM 4D. Pour les systèmes qui utilisent des blocs comme marqueurs externes, l'amplitude et la période du bloc devraient être simulées à l'aide d'un fantôme à mouvement respiratoire programmable (p. ex., le Quasar™ Respiratory Motion Phantom de Modus Medical Devices, London, Canada). Le fantôme doit contenir une cible de géométrie connue et visible sur la TDM avec suffisamment de contraste par rapport aux parties fixes du fantôme qui l'entourent, et il doit être compatible avec le marqueur externe utilisé pour la reconstruction des TDM 4D. Le logiciel de monitoring doit pouvoir calculer exactement l'amplitude du mouvement du marqueur externe. Il faut vérifier au moins une amplitude représentative d'un mouvement observé en clinique (p. ex., 1–2 cm d'une extrémité à l'autre), mais le test sera plus complet si on vérifie plusieurs amplitudes. Il en est de même pour la période de déplacement du fantôme. Il est permis de n'étudier que les mouvements dans la direction longitudinale. Toutefois, le test sera plus complet avec un mouvement de cible dans les trois directions, à condition que sa trajectoire soit connue. Le seuil d'intervention défini pour ce test doit être inférieur à 2 mm pour l'amplitude et 0,1 s pour la période du mouvement. Pour les systèmes utilisant une ceinture à soufflet ou une ceinture Anzai, il est nécessaire de vérifier le bon fonctionnement du dispositif (p. ex., vérifier que la ceinture à soufflet ne fuit pas) et la reproductibilité du signal.

- Q6 Pour tous les protocoles 4D utilisés en clinique, il faut s'assurer que le logiciel du pupitre de commande reconstruit les données dans le bon nombre de phases respiratoires ayant toutes le même nombre de coupes transverses.
- Q7 L'amplitude de déplacement de la cible interne doit être mesurée sur les données de la TDM 4D. Cela peut être accompli à l'aide des outils de grille sur les images ou en calculant la trajectoire du centre des tumeurs. Le seuil d'intervention défini pour ce test est de 2 mm par rapport à l'amplitude connue.
- Q8 La géométrie de la cible, notamment son diamètre, et sa position dans toutes les phases respiratoires devraient être reproductibles. Le diamètre peut être calculé soit à l'aide des outils de grille, soit en lisant la largeur à mi-hauteur (LMH) d'un profil centré sur la cible dans la direction du mouvement et perpendiculaire au mouvement. La position de la cible dans chaque phase peut être calculée à l'aide des outils de grille du pupitre de commande. Le seuil d'intervention défini pour ce test est de 2 mm par rapport aux valeurs obtenues à l'acceptation. Cette limite peut être augmentée pour les amplitudes supérieures à 2 cm.
- Q9 Le nombre CT moyen des cibles mouvantes doit être vérifié à chaque phase du cycle respiratoire pour les protocoles de simulation standards. Cette vérification devrait être effectuée pour chaque protocole de TDM 4D utilisé en clinique. De plus, le nombre CT moyen ne doit pas varier de manière significative entre les différentes phases. L'écart-type des nombres CT de la cible mouvante doit être calculé sur chaque phase du cycle respiratoire en créant une région d'intérêt en 2D dont le diamètre est au moins 40 % de celui de la cible, ou bien une région en 3D dont le volume est au moins 40 % de celui de la cible. Les seuils d'intervention recommandés pour ce test sont 10 UH rapport aux nombres CT moyens mesurés à l'acceptation et 10 % rapport à l'écart-type de référence. Cette limite peut être augmentée pour les amplitudes supérieures à 2 cm.
- Q10 Il faut tester toutes les images créées en post-traitement à partir de la TDM 4D et utilisées pour la planification de traitement, notamment les images moyennées sur le temps (Avg), les images de projection d'intensité maximum (MIP) et les images de projection d'intensité minimum (minIP). Cela peut être accompli à l'aide de l'outil de grille et d'un profil linéaire dans la direction du mouvement pour mesurer le diamètre de la cible et l'écart par rapport au nombre CT attendu dans la direction du mouvement. Le seuil d'intervention défini pour ce test est de 2 mm par rapport aux valeurs obtenues à l'acceptation. Cette limite peut être augmentée pour les amplitudes supérieures à 2 cm.
- Q11 Il faut montrer que les images de la TDM 4D ont été transmises avec succès au TPS.

Tableau 4 : Tests de contrôle de la qualité annuels

Article	Test	Performance
Annuel		
A1	Dose de radiation (CTDI _w)	10 % de la valeur de référence
A2	Production des rayons X : kV _p , CDA, linéarité de la charge (mAs)	2 kV _p , 10 % par rapport à la valeur de référence (CDA et mAs)
A3	Inclinaison du statif	0,5 °
A4	4D-CT : Résolution spatiale 3D à faible contraste à chaque phase respiratoire	reproductible (fixer le seuil d'intervention à l'acceptation)
A5	4D-CT : Résolution spatiale 3D à haut contraste à chaque phase respiratoire	reproductible (fixer le seuil d'intervention à l'acceptation)
A6	4D-CT : épaisseur de coupe (largeur du profil de sensibilité) à chaque phase respiratoire	reproductible (fixer le seuil d'intervention à l'acceptation)
A7	Planification simulée	2 mm
A8	Enregistrements	complet
A9	Vérification indépendante du contrôle de la qualité	complet

Notes sur les tests annuels

A1 L'indice de dose de scanographie pondéré (CTDI_w) devrait être mesuré pour un ensemble de situations cliniques pertinentes. Les seuils d'intervention sont définis en fonction des valeurs de référence de l'indice CTDI_w mesuré à la mise en service. Idéalement, les valeurs de référence devraient se situer à moins de 10 % des spécifications données par le fabricant, tel que le recommande le Code de sécurité 35⁽¹⁰⁾, bien qu'il soit connu que ce n'est pas toujours faisable avec les systèmes cliniques actuels.

Des mesures de dose devraient être effectuées chaque année ou après un entretien ou un remplacement du tube afin de valider la tension maximale (kV_p) et la charge (mAs) de chaque protocole de TDM 4D utilisé en clinique. Dans les centres qui exploitent un système Brilliance CT Big Bore de Philips, l'intensité du courant varie avec le pas pour que la dose d'imagerie totale soit la même pour toutes les explorations de mêmes longueurs. Dans ce cas, les mesures de dose devraient être effectuées pour un ensemble de pas utilisés en clinique. Le système RaySafe Xi (Unfors RaySafe AB, Billdal, Suède) est un exemple d'appareil pouvant mesurer simultanément la tension, la charge et la dose. Lorsqu'on teste les protocoles en 4D, il n'est pas nécessaire que le détecteur soit aussi en mouvement. On peut utiliser un simple fantôme en mouvement pour en faire une reconstruction en 4D. La couche de demi-atténuation (CDA) et l'indice de dose de scanographie pondéré (CTDI_w) devraient être mesurés pour un ensemble de situations cliniques pertinentes. Les seuils d'intervention sont définis en

fonction des valeurs de référence de la CDA et du $CTDI_w$ mesurés à la mise en service. Idéalement, les valeurs de référence doivent être à moins de 10 % des spécifications du fabricant, tel que le Code de sécurité 35 le recommande.

- A2 La tension maximale et la CDA devraient être mesurées pour un ensemble de situations cliniques pertinentes. Le contrôle de routine de ces paramètres devrait être fondé sur les résultats lors de l'installation et sur les spécifications du fabricant.
- A3 L'inclinaison du statif doit être de 0° pour les applications radiothérapeutiques. L'affichage numérique de l'angle du statif à 0° doit être vérifié avec un niveau à bulle. De plus, on doit vérifier que le statif retourne exactement à sa position d'origine après avoir été incliné. Idéalement, ce test doit être effectué chaque trimestre lors d'un entretien, lorsque le capot du tomodesitomètre est enlevé. Le personnel travaillant en TDM a la responsabilité de s'assurer que l'inclinaison du statif est de 0° avant tout examen de simulation en TDM. Idéalement, un tomodesitomètre dédié exclusivement à la simulation en radio-oncologie ne devrait pas autoriser l'acquisition d'images si le statif est incliné.
- A4-6 La qualité des images de TDM 4D dépend fortement du protocole employé pour les acquérir. Ces tests devraient être effectués pour toutes les tensions maximales et toutes les charges utilisées en clinique, de même que pour toutes les techniques de reconstruction de la TDM 4D utilisées en clinique (tri par phase, tri temporel ou tri en amplitude). Idéalement, on peut effectuer ces tests avec un fantôme d'assurance de la qualité de la TDM, tel que le Catphan® (The Phantom Laboratory, Salem, État de New York), monté sur un simulateur de mouvement, tel que le QUASAR™ Catphan® Shaker (Modus Medical Devices, London, ON). Toutefois, il est acceptable d'utiliser à la place un simple fantôme en mouvement pour générer une reconstruction en 4D et de garder le fantôme d'assurance de la qualité immobile. Une autre solution pourrait être d'adapter à un fantôme à mouvement respiratoire programmable un insert permettant de mesurer les mêmes métriques d'imagerie que le Catphan. Les seuils d'intervention devraient être établis localement. Le contrôle annuel de ces paramètres devrait être fondé sur les résultats lors de l'installation.
- A7 Afin de vérifier le processus complet de simulation en TDM, il est recommandé d'avoir un test de planification simulée dans le programme d'assurance de la qualité. Un fantôme avec divers marqueurs peut être scanné avec un protocole de simulation en TDM. Les images sont ensuite transmises et une simulation virtuelle est effectuée. Enfin, le fantôme est marqué grâce aux lasers, selon les données obtenues pour la position des lasers ou de la table.
- A8 La documentation des résultats quotidiens des contrôles de la qualité, des entretiens préventifs, des appels de service et des suivis subséquents doit être complète, lisible et l'intervenant doit y être identifié.

- A9 Pour assurer la redondance et une surveillance appropriée, un deuxième physicien médical qualifié doit effectuer au moins une fois par année une vérification indépendante de la mise en œuvre des tests de contrôle de la qualité ainsi que de l'analyse et de l'interprétation des résultats. Cette vérification doit être documentée.

Remerciements

Nous souhaitons remercier les nombreuses personnes qui ont participé à l'élaboration de ce code de pratique, notamment : John Grant, Michelle Nielsen et David Sasaki (rédacteurs adjoints) ; le comité consultatif sur l'assurance de la qualité et la radioprotection (QARSAC), le conseil d'administration de l'OCPM, Erika Brown et le comité directeur du PCQR, ainsi que toutes les personnes qui ont émis des commentaires lors de la phase de révision publique du présent code de pratique.

Références

1. Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie. Codes de pratique du contrôle de la qualité technique pour les centres canadiens de radiothérapie [En ligne]. 31 déc 2015 [cité le 1er mai 2016]. Disponible : <http://www.pcqr.ca/programmes/controle-de-la-qualite-technique>
2. Coia L, Schultheiss T, Hanks G, rédacteurs. A practical guide to CT simulation. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 1995.
3. Gerber F, Purdy J, Harms W. Introduction to the CT-simulation/3-D treatment planning process. Dans : Purdy JA, Starkschall G, rédacteurs. A practical guide to 3-D planning and conformal radiation therapy. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 1999.
4. Purdy JA, Harms W, Michaelski JM. Introduction to the CT-simulation/3-D treatment planning process. Dans : Purdy JA, Grant W, Palta JR, Butler B, Perez CA, rédacteurs. 3D conformal and intensity modulated radiation therapy: physics and clinical applications. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 2001.
5. Brink J, Davros W. Helical/spiral CT: technical principles. Dans : Brink J, rédacteur. Helical/spiral CT: a practical approach. New York (NY): McGraw-Hill; 1995.
6. Elliot K, Fishman MD, Jeffrey RB, rédacteurs. Spiral CT: principles, techniques, and clinical applications. New York (NY): Raven Press; 1995.
7. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee Task Group 40. Med Phys. 1994;21(4):581-618.

8. Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Saifal Huq M, Loo LND et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group no. 66. Med. Phys. 2003;30(10):2762–92.
9. Mayles WPM, Lake R, McKenzie A, Macaulay EM, Morgan HM, Jordan TJ, Powley SK, rédacteurs. Physics aspects of quality control in radiotherapy – IPEM Report no 81. York (GB): Institute of Physics and Engineering in Medicine; 1999.
10. Santé Canada. 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 [En ligne]. 2008 [modifié le 14 jan 2015, cité le 25 jan 2017]. Disponible : http://www.hc-sc.gc.ca/ewh-semt/pubs/radiation/safety-code_35-securite/index-fra.php
11. Van Dyk J, Mah K. Simulation and imaging for radiation therapy planning. Dans : Williams JR, Thwaites DI, rédacteurs. Radiotherapy physics in practice. 2e éd. Oxford (GB): Oxford University Press; 2000.
12. Van Dyk J, Taylor J. CT simulators. Dans : Van Dyk J, rédacteur. The modern technology of radiation oncology: a compendium for medical physicists and radiation oncologists. 1re éd. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 1999.
13. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, Emery RS, Forster KM, Jiang SB et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. Med Phys. 2006;33(10):3874–3900.