

Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie
Code de pratique du contrôle de la qualité technique
de la technologie du CyberKnife®

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

20 juillet 2016

CKT.2016.07.01

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

Eric Vandervoort
Centre de cancérologie de L'Hôpital d'Ottawa, Ottawa, Ontario

Horacio Patrocinio
Centre universitaire de santé McGill, Montréal, Québec

Tom Chow
Juravinski Cancer Centre, Hamilton, Ontario

Emilie Soisson
Centre universitaire de santé McGill, Montréal, Québec

Dominic Béliveau Nadeau
Centre hospitalier de l'Université de Montréal, Montréal, Québec

Centre de validation externe

Centre universitaire de santé McGill, Montréal, Québec

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 de la *technologie du CyberKnife®*. 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

Ces dernières années en radiochirurgie stéréotaxique ablative (SABR), on s'est éloigné de l'utilisation de cadres rigides fixés au crâne du patient pour des techniques sans cadre et non effractives nécessitant un guidage par l'imagerie en salle et permettant maintenant de traiter des cibles extra-crâniennes. Le CyberKnife® (Accuray Inc., Sunnyvale, Californie) est un système mettant en œuvre une telle technique et consistant en un accélérateur linéaire (linac) compact monté sur un bras robotisé industriel. Le CyberKnife administre des doses de radiation extrêmement conformes en produisant de nombreux faisceaux non coplanaires. Cela est rendu possible par la flexibilité du bras robotisé et la petite taille du linac.

Les axes des faisceaux peuvent avoir un unique point d'intersection (traitement isocentrique). Ce type de traitement produit des distributions de dose sphériques extrêmement conformes, similaires à celles obtenues en arthrothérapie avec des cônes sur un linac conventionnel. Cependant, la grande majorité des traitements au CyberKnife sont donnés avec des centaines de faisceaux non isocentriques, aux axes non sécants, pour traiter des tumeurs de toutes formes.

La dernière génération de CyberKnife est livrée avec trois systèmes de collimation secondaire différents. Il y a d'abord les collimateurs fixes : 12 collimateurs circulaires couvrant des diamètres de 5 mm à 60 mm définis à 800 mm de la source. Ensuite, il y a l'Iris™, un diaphragme dodécagonal régulier (formé de deux bancs de six blocs) d'ouverture variable, qui est restreint en clinique à des tailles de faisceau équivalentes à celles des collimateurs fixes. L'utilisation de ce collimateur diminue les temps de traitement puisque les tailles et les directions de faisceau varient de manière dynamique à chaque position de la cible du linac adoptée par le robot. Enfin, le troisième système de collimation est le collimateur multilame (MLC) InCise™ constitué de 41 paires de lames de 2,5 mm de large à 800 mm de la source, toutes capables de surcourse et d'interdigitation. La taille de champ maximale de ce collimateur est de 120 mm × 102,5 mm.

Le système de radiochirurgie CyberKnife utilise deux générateurs orthogonaux de rayons X à kilovoltage associés chacun à un panneau de détecteurs numériques au silicium amorphe pour le guidage par l'imagerie. Le CyberKnife utilise différents algorithmes de suivi de la cible, notamment : le suivi du crâne et de la colonne vertébrale basé sur le contraste de l'anatomie osseuse ; le suivi de marqueurs implantés ; le suivi basé sur le contraste entre les tumeurs solides et les tissus pulmonaires adjacents. Il utilise aussi un algorithme complexe de prédiction du mouvement pour compenser les mouvements respiratoires dans les traitements extra-crâniens. Un modèle de corrélation prédictif est créé entre le mouvement respiratoire externe et le mouvement interne de la cible. Le mouvement respiratoire est suivi grâce au déplacement de marqueurs externes (marqueurs à DEL et fibre optique) placés sur la poitrine du patient mesuré par un système stéréoscopique de caméras. Le déplacement interne de la tumeur est mesuré soit grâce au déplacement de marqueurs de repérage (système Synchrony® de suivi respiratoire), soit en mesurant directement la position de la tumeur pulmonaire (système de suivi Xsight® Lung). Le bras robotisé change la direction de l'axe du linac de manière dynamique pour le

pointer sur la position prévue de la tumeur tout au long du traitement pendant la production de faisceaux. Tous les traitements avec Synchrony et Xsight et le contrôle de la qualité de ces systèmes devraient être attentivement surveillés pour déceler les bruits ou vibrations inhabituels, qui pourraient indiquer un problème de contrôle ou de frein du robot, ou pour observer s'il y a trop de bruit dans le système optique de suivi des marqueurs.

Un code de pratique complet de l'assurance de la qualité de la radiochirurgie robotisée a été publié par l'American Association of Physicists in Medicine (AAPM)⁽²⁾, lequel traite de tous les systèmes de suivi du CyberKnife actuellement commercialisés, mais uniquement du système de collimateurs fixes. La plupart des recommandations de contrôle de la qualité de ce rapport ont été incluses dans le présent document avec des modifications mineures fondées sur le consensus établi parmi les centres de oncologie canadiens qui utilisent actuellement cette technologie. Le présent document traite aussi du contrôle de la qualité de l'Iris et du MLC InCise, mais il est mentionné, comme dans le rapport de l'AAPM, que de nombreux problèmes demeurent et nécessitent encore du travail de recherche et de développement. Certains tests de contrôle de la qualité dans les deux documents font partie du programme d'entretien préventif recommandé par le fabricant. Dans la plupart des centres, ces tests sont effectués par des techniciens de service envoyés par Accuray. Certains tests sont effectués régulièrement tandis que d'autres ne sont effectués qu'après une mise à niveau du matériel ou des logiciels. Ces tests et ces procédures changent aussi au fur et à mesure que la technologie évolue. Le fabricant a la responsabilité de communiquer clairement ces changements aux utilisateurs et de leur fournir les moyens d'accéder aux données des composantes de chaque sous-système qui sont nécessaires pour effectuer les tests de contrôle de la qualité. Le physicien médical a lui la responsabilité de fournir un soutien avisé pour ce travail et d'assurer un retour d'information adéquat après les tests effectués lors de toutes les interventions du service technique. Un programme d'assurance de la qualité complet mais pratique pour toutes les composantes du CyberKnife est nécessaire pour garantir des traitements sûrs et exacts avec ce système unique.

Codes de pratique connexes

Dans le but d'évaluer complètement la performance de la technologie du CyberKnife, 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	Performance	
		Tolérance	Intervention
Quotidien			
DL1	Circuit d'arrêt d'urgence du bras robotisé (le cas échéant)	fonctionnel	
DL2	Verrouillages anticollision du bras robotisé	fonctionnel	
DL3	Vérification visuelle du laser de faisceau et de la marque de repérage au sol	s. o.	1 mm
DL4	Débit de dose de l'appareil	2 %	3 %
DL5	Test d'assurance de la qualité automatique (alterner chaque jour les collimateurs fixes, l'Iris et le MLC InCise)	0,75 mm dans toutes les directions	1 mm en radial
DL6	Tests du <i>picket fence</i> modifié sur le MLC défocalisé	Inspection visuelle des jonctions	

Notes sur les tests quotidiens

- DL1 Sur les appareils de radiochirurgie à bras robotisé, le bouton d'arrêt d'urgence du pupitre de commande devrait être inclus dans le test du circuit. On devrait aussi vérifier que le faisceau est interrompu lorsqu'on enfonce le bouton.
- DL2 Le détecteur anticollision du collimateur est le seul système de verrouillage mécanique sur le bras en mouvement et il devrait donc être vérifié quotidiennement. Les positions de patient non standards et les sites de traitement inhabituels devraient être vérifiés au cas par cas en observant l'administration du traitement en mode démonstration.
- DL3 La marque de repérage au sol devrait être définie lorsque le robot est dans sa position de repos après avoir vérifié que le laser indiquant l'axe du faisceau coïncide bien avec le centre du champ radiatif.
- DL4 Avant de mesurer le débit de dose de l'appareil, l'accélérateur et les chambres moniteurs doivent être préchauffés en donnant 6000 unités moniteur (UM) sur les CyberKnife à chambres aérées, ou 3000 UM sur ceux à chambres scellées. Les mesures doivent être effectuées dans une mise en place reproductible standard, avec un système de dosimétrie contre-étalonné avec l'étalon secondaire local.

- DL5 Le test d'assurance de la qualité automatisé est similaire au test de Winston-Lutz et mesure l'exactitude du ciblage dans deux directions de faisceau orthogonales à l'aide d'un objet caché de haute densité et deux films orthogonaux. Avant d'effectuer ce test, il faudrait préchauffer le générateur d'imagerie. L'exactitude de déplacement automatique de la table robotisée après une requête de repositionnement devrait être évaluée (au moins qualitativement) pendant ce test.
- DL6 Ce test qualitatif sert à évaluer la variation du réglage de chaque lame grâce à l'inspection visuelle d'une série de champs rectangulaires juxtaposés couvrant l'étendue de déplacement, comme le décrit le rapport du TG-50 de l'AAPM⁽³⁾. Il doit être effectué quotidiennement ou au moins chaque jour que le MLC est utilisé pour un traitement clinique. L'analyse quantitative des films est compliquée, car l'appareil n'a pas de filtre égalisateur et le MLC est intentionnellement défocalisé pour réduire la transmission interlame. Pour cette raison, il faudrait irradier deux films pour ce test : un film avec des champs juxtaposés (sur lequel les jonctions devraient être chaudes) ; un autre film avec les mêmes champs juxtaposés, mais où un banc de lames est systématiquement rétracté de 0,25 mm, et de 0,5 mm à l'isocentre (sur lequel les jonctions devraient être froides).

Tableau 2 : Tests de contrôle de la qualité mensuels

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
Mensuel			
ML1	Énergie du faisceau (variation du rapport des RTF ou des REP)	1 %	2 %
ML2	Débit de dose de l'appareil	2 %	3 %
ML3	Test de bout en bout isocentrique intracrânien et extracrânien ; planifié pour tester tour à tour chaque système de suivi, chaque jeu de trajectoire et chaque système de collimation (fixe, Iris et MLC InCise) utilisés en clinique.	Erreur toutes directions : 0,75 mm (statique) ; 1 mm (Synchrony)	Erreur radiale : 1 mm (statique) ; 1,5 mm (Synchrony)
ML4	CQ préclinique non isocentrique ; effectué idéalement chaque trimestre et planifié pour tester tour à tour chaque système de suivi, chaque jeu de trajectoire et chaque système de collimation (fixe, Iris et MLC InCise) utilisés en clinique.	s. o.	5 %/2 mm (statique) ; 5 %/3 mm (Synchrony)
ML5	Vérification des tailles de champ de l'Iris	0,3 mm	0,5 mm

ML6	Test de Bayouth (<i>garden fence</i>) du MLC	s. o.	0,5 mm pour 95 % des positions de lame ; moins de 2 échecs par lame
ML7	Visibilité des détails de faible contraste et résolution spatiale des détecteurs au silicium amorphe	s. o.	reproductible
ML8	Enregistrements	complet	

Notes sur les tests mensuels

- ML1 La stabilité de l'énergie doit être évaluée en mesurant la variation du rapport des rendements en profondeur (REP) ou des rapports tissu-fantôme (RTF) à deux profondeurs différentes au-delà de d_{max} et séparées d'au moins 10 cm (p. ex., $RTF_{20,10}$), avec la taille de champ de référence (généralement, le cône de 60 mm de diamètre ou un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ sur le MLC InCise).
- ML2 On compare le débit de l'appareil avec les références dosimétriques annuelles, à l'aide d'un système de dosimétrie contre-étalonné avec l'étalon secondaire du service.
- ML3 Un test de bout en bout isocentrique intracrânien et un extra-crânien doivent être effectués chaque mois. Ils sont programmés pour tester tour à tour chaque système de suivi, chaque jeu de trajectoire et chaque système de collimation (fixe, Iris et MLC InCise) utilisés en clinique. Ce test sert à évaluer l'erreur de positionnement sur la cible par le système complet du CyberKnife administrant de multiples faisceaux de manière isocentrique. Le test utilise la dose relative lue sur deux films orthogonaux placés dans un fantôme dont la géométrie reproduit les caractéristiques nécessaires à chaque algorithme de suivi (p. ex., des marqueurs en mouvement pour Synchrony ou des marqueurs de type osseux pour le suivi crânien ou spinal).
- ML4 Il faut effectuer chaque mois une mesure préclinique de deux plans non isocentriques, un intracrânien et un extra-crânien, en les programmant de manière à tester tour à tour chaque méthode de suivi, chaque jeu de trajectoires et chaque système de collimation. Ce test sert à évaluer l'exactitude globale du système dans l'administration d'un plan non isocentrique. Il faut utiliser un détecteur approprié aux tailles de champ et aux gradients de dose du plan à mesurer. Par exemple, pour des plans avec des petits collimateurs (inférieurs à 10 mm de diamètre), il est fortement recommandé d'utiliser des films radiochromiques. Les seuils d'intervention de ce test représentent les différences relatives des doses absolues et les distances d'accord (DTA) associées à un taux de réussite mesuré avec l'indice gamma supérieur à 90 % des pixels dans la région de haute dose (à l'intérieur de l'isodose 50 %).

- ML5 Ce test sert à vérifier la stabilité et la reproductibilité du collimateur variable Iris en comparant les mesures à une série de mesures de référence prises immédiatement après l'acquisition des données de faisceau. Il faudrait utiliser pour cela un film radiochromique ou un détecteur équivalent possédant une grande résolution spatiale. Il est possible de ne tester qu'un sous-ensemble de tailles de champ à chaque contrôle de la qualité mensuel, à condition que chaque taille de champ utilisée en clinique soit testée tous les trois mois au minimum.
- ML6 Sur les systèmes dotés du MLC InCise, le test de Bayouth (*garden fence*)⁽⁴⁾ doit être effectué chaque mois pour obtenir des données quantitatives sur le réglage de chaque lame du MLC.
- ML7 Il faut acquérir des images d'un fantôme de contrôle de la qualité d'images kV planaires et les comparer aux images de référence. Le préchauffage du tube doit avoir été fait au préalable. Les structures de haut et de faible contraste du fantôme devraient être orientées perpendiculairement à l'axe central des systèmes d'imagerie, c'est-à-dire, sur un support à 45° du plan horizontal. Les caractéristiques de faible et de haut contraste devraient être au moins évaluées qualitativement (p. ex., le nombre maximum d'objets visibles de faibles contraste, le nombre maximum de paires de lignes visibles par centimètre) et comparées à la référence.
- ML8 La documentation des résultats des contrôles de la qualité quotidiens, des entretiens préventifs, des appels de service et des retours d'information subséquents doit être complète, lisible et l'intervenant doit y être identifié.

Tableau 3 : Tests de contrôle de la qualité trimestriels

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
Trimestriel			
QL1	Symétrie du faisceau	2 %	3 %
QL2	Comparaison du profil de faisceau aux données d'acquisition	2 %/2 mm	3 %/2 mm
QL3	Alignement du centre d'imagerie	0,5 mm	1 mm

Notes sur les tests trimestriels

- QL1-2 La forme du faisceau et sa symétrie devraient être comparées à celles obtenues à la mise en service, généralement avec le collimateur de 60 mm de diamètre et un détecteur à haute résolution spatiale, comme un film radiochromique. Si on utilise un film, il y a accord avec les données de mise en service lorsqu'un taux de réussite de plus de 90 % est atteint avec l'indice

gamma selon les critères de différence relative de doses absolues et de DTA donnés dans le tableau. Si on utilise plutôt une matrice de détecteurs, il est recommandé d'évaluer au moins trois points à différentes distances radiales à l'intérieur de 80 % de la taille nominale du champ. Les seuils de tolérance et d'intervention en pourcentages dans le tableau s'appliquent alors aux différences relatives avec les mesures de référence prises avec le même détecteur immédiatement après l'acquisition des données de faisceau.

QL3 L'alignement du système d'imagerie par rapport à l'isocristal doit être évalué en prenant des images de l'isopost et en mesurant la distance entre le centre de l'isocristal et le centre du champ de vision de chaque panneau.

Tableau 4 : Tests de contrôle de la qualité annuels

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
Annuel			
AL1	Dosimétrie de référence	1 %	2 %
AL2	RTF ou REP, et facteurs d'ouverture du collimateur pour chaque système de collimation utilisé en clinique	1 %	2 %
AL3	Stabilité des profils radiaux	1 %/1 mm	2 %/2 mm
AL4	Linéarité du débit de dose jusqu'au nombre minimum d'UM par faisceau	1 %/1 UM (Erreur à zéro : 0,5 UM)	2 %/2 UM (Erreur à zéro : 1 UM)
AL5	Stabilité du laser et coïncidence avec l'axe central du faisceau	Écart à la référence : 0,5 mm	Coïncidence : 1 mm
AL6	Vérification de l'étalonnage de second ordre de la trajectoire	s. o.	Chaque nœud : 0,5 mm Moyenne quadratique : 0,3 mm
AL7	Test de bout en bout de Synchrony avec décalage de phase d'au moins 20° ; Largeur de la pénombre comparée à celle d'un champ statique	Écart radial : 1,0 mm Pénombre : 2 mm	Écart radial : 1,5 mm Pénombre : 3 mm
AL8	Transmission des lames du MLC InCise	0,5 %	1 %
AL9	Transmission interlame du MLC InCise	0,5 %	1 %

AL10	Transmission entre lames aboutées du MLC InCise	0,5 %	1 %
AL11	Alignement des lames du MLC InCise avec les mâchoires	0,5°	1,0°
AL12	Imagerie : exactitude de kV_p , mA, ms ; linéarité et reproductibilité de l'exposition ;	s. o.	reproductible
AL13	Imagerie : évaluation quantitative du contraste, du bruit et de la résolution spatiale des détecteurs au silicium amorphe	s. o.	reproductible
AL14	Révision indépendante et mise à jour des références pour l'assurance de la qualité	complet	

Notes sur les tests annuels

- AL1 Un étalonnage complet du débit de dose absolue doit être effectué chaque année selon un protocole reconnu internationalement, comme celui du TG-51 de l'AAPM⁽⁵⁾. Les appareils sans MLC InCise ne permettent pas d'obtenir un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$; la métrique de qualité du faisceau nécessaire au calcul de k_Q pour le champ de référence fictif doit donc être estimée à partir des données du cône de 60 mm corrigées pour la taille de champ équivalent et de données de référence standards comme celles du Supplément 25 du *British Journal of Radiology*. Il est aussi recommandé d'obtenir une vérification indépendante de l'étalonnage à travers le programme de dosimétrie par détecteurs à luminescence stimulée optiquement (OSLD) ou à thermoluminescence (TLD) d'un laboratoire agréé d'étalonnage dosimétrique.
- AL2 Les RTF (ou REP) et les facteurs d'ouverture du collimateur sont vérifiés pour au moins trois tailles de champ avec chaque système de collimation utilisé en clinique, en incluant le plus grand et le plus petit champ utilisé. Il faudrait prendre soin d'utiliser le même détecteur qu'à la mise en service ; les REP et les facteurs d'ouverture du collimateur sont particulièrement sensibles au type de détecteur pour les petits champs.
- AL3 Des mesures de profils radiaux devraient être faites pour au moins trois tailles de champ avec chaque système de collimation utilisé en clinique, en incluant le plus grand et le plus petit champ utilisé.
- AL4 La linéarité du débit de dose et l'erreur à zéro sont vérifiées annuellement en mesurant jusqu'au plus petit nombre d'UM par champ permis en clinique (typiquement 5 UM, bien que le TPS autorise 1 UM ou 2 UM).
- AL5 La coïncidence entre le laser d'axe central et l'axe central du champ de rayonnement devrait être inférieure à 1 mm (seuil d'intervention) et ne devrait pas avoir varié de plus de 0,5 mm (seuil de tolérance) par rapport à la référence. Il est recommandé de faire des mesures à deux distances différentes de la source (p. ex., dans la cage et au sol) afin d'évaluer l'orthogonalité du laser.

- AL6 Il faut vérifier annuellement l'étalonnage de second ordre de la trajectoire pour tous les jeux de trajectoires utilisés en clinique. Si le test est effectué au cours d'un entretien préventif ou de l'étalonnage d'une trajectoire, les rapports de vérification devront être révisés par un physicien médical lors du contrôle de la qualité annuel. Dans la version actuelle du logiciel (système CyberKnife V10.x ou moins), cela n'est possible qu'en mode Service avec l'aide d'un technicien de service expérimenté.
- AL7 Le test de Synchrony de bout en bout avec un décalage de phase d'au moins 20° entre les marqueurs à DEL et le déplacement interne mesure la capacité du système à corriger un décalage entre les mouvements interne et externe. Le décalage de phase de 20° peut être facilement obtenu par réglage du fantôme dynamique d'assurance de la qualité du système Synchrony fourni par le fabricant.
- AL8-11 Les transmissions mesurées et l'alignement des lames du MLC InCise doivent être comparés aux valeurs obtenues à la mise en service.
- AL12 Les tests d'exactitude de la tension maximale (kV_p), du courant (mA) et du temps de pose (ms), et les tests de reproductibilité et de linéarité de l'exposition doivent être effectués annuellement et après toute modification importante du système d'imagerie apportée lors d'un entretien préventif ou d'une intervention sur la machine. Les données devraient être acquises en actionnant un tube radiogène à la fois (actuellement impossible avec le pupitre de commande standard du CyberKnife) et en faisant varier les paramètres d'imagerie pour les deux tailles de foyer. Le préchauffage du tube doit avoir été fait au préalable. La mise en place d'un protocole de mesure peut nécessiter l'assistance d'un technicien de service.
- AL13 En comparaison du test mensuel de qualité de l'imagerie, ce test est quantitatif et doit être effectué annuellement ou à la suite de toute intervention importante sur le système d'imagerie. Le préchauffage du tube doit avoir été fait au préalable. Les images brutes ou traitées pour chaque panneau peuvent être récupérées grâce à l'utilitaire de téléchargement de fraction (TFDL) sur l'ordinateur du pupitre de commande, à l'aide d'un émulateur de terminal et d'un programme de transfert de fichier par protocole SSH (p. ex., PuTTY).
- AL14 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. Les références d'assurance de la qualité devraient être mises à jour annuellement, au besoin ; cela comprend l'acquisition de nouvelles images de TDM et la préparation de nouveaux plans sur les fantômes utilisés pour les tests de bout en bout.

Remerciements

Nous souhaitons remercier les nombreuses personnes qui ont participé à l'élaboration de ce code de pratique, notamment : Normand Frenière et Marie-Joëlle Bertrand (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 1^{er} mai 2016]. Disponible : <http://www.pcqr.ca/programmes/controle-de-la-qualite-technique>
2. Dieterich S, Cavedon C, Chuang CF, Cohen AB, Garrett JA, Lee CL et al. Report of AAPM TG 135: quality assurance for robotic radiosurgery. Med Phys. 2011;38(6):2914–36. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.3579139>
3. Boyer AL, Biggs P, Galvin J, Klein E, LoSasso T, Low D et al. Basic applications of multileaf collimators – report of Task Group no. 50, Radiation Therapy Committee, AAPM report no. 72. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 2001. Disponible : http://aapm.org/pubs/reports/RPT_72.pdf
4. Bayouth JE, Wendt D, Morrill SM. MLC quality assurance techniques for IMRT applications. Med Phys. 2003;30(5):743–50. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.1564091>
5. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WF, Saiful Huq M, Nath MR, Rogers DWO. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Med Phys. 1999;26(9):1847–70. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.598691>