

Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie
Code de pratique du contrôle de la qualité technique
des systèmes embarqués d'imagerie de vérification à faisceau conique

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

22 avril 2015

ACB.2015.04.02

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.

Expert examinateur

Jean-Pierre Bissonnette
Princess Margaret Cancer Centre, Toronto, Ontario

Centres de validation externe

BC Cancer Agency – Vancouver Centre, Colombie-Britannique
Durham Regional Cancer Centre, Oshawa, Ontario
Odette Cancer Centre, Toronto, Ontario

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 sûreté des *systèmes embarqués d'imagerie de vérification à faisceau conique*. 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

Dans le présent document, on définit un système embarqué d'imagerie par tomographie conique (CBCT) comme une source de rayons X de basse énergie (kV) et un capteur numérique à panneau plat fixés orthogonalement par rapport à un accélérateur linéaire (kV-CBCT). Contrairement au tomodensitomètre conventionnel, le kV-CBCT utilise un faisceau de rayons X conique et fait l'acquisition d'un volume entier (de 14 cm à 26 cm de long) en une seule révolution du bras d'environ 2 min. Pour l'acquisition des

données de projection d'un kV-CBCT, on utilise des capteurs à panneau plat en mode fluoroscopique capables de détecter plusieurs projections par seconde ; les projections sont ensuite utilisées pour reconstruire les images tomographiques du volume. Le système d'imagerie permet d'obtenir des images radiographiques, fluoroscopiques et des CBCT pour la radiothérapie guidée par l'image (IGRT), voire pour la simulation. La tomographie conique de basse énergie permet de produire un ensemble complet de données tomographiques, qui n'ont pas la qualité des images diagnostiques, mais qui permettent généralement de discerner directement les structures osseuses et même, pour certains sites, les tissus mous. Au moment de la rédaction du présent document, deux systèmes sont commercialisés au Canada : l'On-Board Imager™ (OBI) de Varian Medical Systems, Inc. (Palo Alto, Californie) et le système XVI d'Elekta Oncology Systems (Stockholm, Suède).

Une offre commerciale différente de Siemens (Munich, Allemagne) repose sur des principes similaires mais utilise l'accélérateur linéaire comme source d'imagerie et un imageur portal optimisé pour l'acquisition et la reconstruction des images de CBCT.

Tous les systèmes sont capables de produire des images bidimensionnelles pouvant être recalées sur les images de référence, des radiographies reconstruites numériquement (DRR) générées par les systèmes de planification de traitement (TPS). Ils peuvent aussi produire des ensembles de données tridimensionnels qu'on peut aligner sur les images du tomodensitomètre de planification. Ces deux approches permettent de vérifier et de corriger le positionnement du patient avant d'administrer la dose thérapeutique.

Diverses propositions de codes de pratique pour les systèmes embarqués d'imagerie par tomographie conique ont été publiées et elles ont été prises en compte dans la préparation du présent document⁽²⁻¹³⁾.

Codes de pratique connexes

Dans le but d'évaluer complètement la performance d'un système de planification de traitement, 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
- Accélérateurs linéaires médicaux et collimateurs multilames
- Principal équipement de dosimétrie

Tableaux de tests

Tableau 1 : Tests de contrôle de la qualité quotidiens

Article	Test	Performance
		Intervention
Quotidien		
DS1	Verrouillages de collision et de sûreté	fonctionnel
DS2	Coïncidence des lasers, de l'isocentre d'imagerie et de l'isocentre de traitement ; OU	2 mm
	Localisation et repositionnement d'un fantôme avec déplacement de table	2 mm
DS3	Chauffage : tube à rayons X et panneau	fonctionnel
DS4	Intégrité de la base de données et fonctionnement du logiciel	fonctionnel

Notes sur les tests quotidiens

DS1 Suivre les recommandations du constructeur. Des variations existent d'un constructeur à l'autre.

DS2 Les tests de localisation et repositionnement d'un fantôme peuvent être effectués à l'aide de fantômes dédiés offrant diverses options d'orientations, ou à l'aide d'une simple bille radio-opaque. Une exactitude à 2 mm près a été publiée pour ce test.

DS3 Ces tests de contrôle de la qualité sont généralement intégrés dans la procédure de DS2.

DS4 Le logiciel ne doit pas planter à l'acquisition pendant ce test, et il doit y avoir assez d'espace libre sur le disque pour la journée. Des liaisons bidirectionnelles de type DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) avec les systèmes de planification de traitement et le système d'archivage et de transmission d'images (PACS) devraient être établies et fonctionnelles.

Ces tests de contrôle de la qualité sont généralement intégrés dans la procédure de DS2.

Tableau 2 : Tests de contrôle de la qualité mensuels

Article	Test	Performance
		Intervention
Mensuel		
MS1	Cartes de calibrage géométrique ; OU	remplacer/rafraîchir ; 0,25 mm
	Alignement kV/MV/lasers	1 mm
MS2	Test de bout en bout, incluant l'exactitude du déplacement de table	1 mm
MS3	Qualité d'image : intégrité spatiale	reproductible
MS4	Qualité d'image : uniformité et bruit	reproductible
MS5	Qualité d'image : visibilité à faible contraste	reproductible
MS6	Qualité d'image : résolution à fort contraste	2 mm (ou 5 pl/cm)
MS7	Qualité d'image : exactitude et stabilité des nombres CT	reproductible
MS8	Enregistrements	complet

Notes sur les tests mensuels

MS1 La procédure de calibrage géométrique devrait suivre les instructions du constructeur. En fonction de l'expérience de l'utilisateur et de la stabilité démontrée des calibrations géométriques, ce test peut être rendu semestriel ; mais il doit être effectué en cas de réparation ou de mise à niveau.

MS2 Test de bout en bout de la procédure de guidage par l'image avec un fantôme rigide. Cela nécessite une tomographie (TDM) de référence du fantôme.

MS3–6 Les résultats des tests de contrôle de la qualité d'image peuvent être obtenus à partir d'une seule acquisition d'un fantôme de contrôle de la qualité de TDM. Les constructeurs fournissent habituellement un tel fantôme à l'achat de la machine. Il est fortement recommandé aux utilisateurs de suivre exactement les instructions des documents d'acceptation pour le client fournis par le constructeur.

En fonction de l'expérience de l'utilisateur et de la stabilité démontrée de ces métriques de contrôle de la qualité, ces tests peuvent être rendus semestriels ; mais ils doivent être effectués en cas de réparation ou de mise à niveau.

MS7 Les résultats des tests de contrôle de la qualité d'image peuvent être obtenus à partir d'une seule acquisition d'un fantôme de contrôle de la qualité de TDM. Les constructeurs fournissent habituellement un tel fantôme à l'achat de la machine. Il est fortement recommandé aux utilisateurs de suivre exactement les instructions des documents d'acceptation pour le client fournis par le constructeur.

En fonction de l'expérience de l'utilisateur et de la stabilité démontrée de ces métriques de contrôle de la qualité, ces tests peuvent être rendus semestriels ; mais ils doivent être effectués en cas de réparation ou de mise à niveau.

Test à effectuer seulement si la clinique utilise de telles images pour la planification de traitement et le calcul de dose avec correction des hétérogénéités. Faire le test seulement pour les techniques validées et utilisées en clinique.

MS8 La documentation des résultats des contrôles de la qualité quotidiens, des entretiens préventifs, des appels de service et des suivis subséquents doit être complète, lisible et l'intervenant doit y être identifié.

Tableau 3 : Tests de contrôle de la qualité annuels

Article	Test	Performance
		Intervention
Annuel		
AS1	Dose de radiation	reproductible
AS2	Performance du générateur de rayons X	reproductible
AS3	Orientation	reproductible
AS4	Fonctionnement du système : espace de disque et infrastructure informatique	fonctionnel
AS5	Vérification indépendante du contrôle de la qualité	complet

Notes sur les tests annuels

AS1 Faire des mesures de dose à un point avec une chambre de type Farmer étalonnée pour les basses énergies. Les points de mesure pertinents devraient être représentatifs de la dose axiale et de la dose à la peau. Voir la Réf. 14 pour plus de détails.

AS2 Seulement pour les systèmes de kV-CBCT. Comme pour tout tube à rayons X utilisé en clinique, on doit vérifier la tension maximale (kV_p), les couches de demi-atténuation (CDA), la linéarité de la charge (mAs) et l'exactitude du temps et de l'intensité, pour tous les réglages

du tube utilisés par le système de CBCT. Des règlements provinciaux peuvent avoir préséance sur les tolérances référencées.

- AS3 À l'aide d'un fantôme de dimensions asymétriques (p. ex., un fantôme anthropomorphique ou un fantôme de contrôle de la qualité quotidien), comparer les images d'une tomographie conique aux images de référence en termes d'orientation (c.-à-d., antérieur/postérieur, supérieur/inférieur et gauche/droite). Vérifier aussi que les images de TDM du fantôme prises en décubitus ventral ou dorsal, tête ou pieds en avant, sont correctement transmises au système de CBCT.
- AS4 La clinique est encouragée à avoir un protocole documenté pour l'archivage des images. Ce protocole devrait indiquer combien de temps les fichiers doivent être gardés dans la base de données clinique, si les projections brutes doivent être archivées, la taille des pixels des données 3D, ainsi que la fréquence d'archivage vers un système hors ligne ou vers un PACS.
- AS5 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.

Remerciements

Nous souhaitons remercier les nombreuses personnes qui ont participé à l'élaboration de ce code de pratique, notamment : Marie-Joëlle Bertrand 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/contrôle-de-la-qualité-technique>
2. Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, Langen KM, Lovelock DM, Miften M et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: a report of the AAPM TG-179. *Med Phys.* 2012;39(4):1946–63.
3. Bissonnette JP, Moseley D, White E, Sharpe M, Purdie T, Jaffray DA. Quality assurance for the geometric accuracy of cone-beam CT guidance in radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008;71(1 Suppl); S57–61.

4. Bissonnette JP, Moseley DJ, Jaffray DA. A quality assurance program for image quality of cone-beam CT guidance in radiation therapy. *Med Phys.* 2008;35(5):1807–15.
5. Gayou O, Parda DS, Johnson M, Miften M. Patient dose and image quality from mega-voltage cone beam computed tomography imaging. *Med Phys.* 2007;34(2):499–506.
6. Jaffray DA, Bissonnette JP, Craig T. X-ray imaging for verification and localization in radiation therapy. Dans : Van Dyk J, rédacteur. *The modern technology of radiation oncology: a compendium for medical physicists and radiation oncologists.* Vol. 2. Madison (WI) : Medical Physics Publishing; 2005. p. 259–284.
7. Lehmann J, Perks J, Semon S, Harse R, Purdy JA. Commissioning experience with cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2007;8(3):2354.
8. Lin PJP, Beck TJ, Borrás C, Cohen G, Jucius RA, Kriz RJ et al. Specification and acceptance testing of computed tomography scanners. AAPM report no. 39. New York (NY) : American Institute of Physics; 1993.
9. Morin O, Aubry JF, Aubin M, Chen J, Descovich M, Hashemi AL, Pouliot J. Physical performance and image optimization of megavoltage cone-beam CT. *Med Phys.* 2009;36(4):1421–32.
10. Sharpe MB, Moseley DJ, Purdie TG, Islam M, Siewerdsen JH, Jaffray DA. The stability of mechanical calibration for a kV cone beam computed tomography system integrated with linear accelerator. *Med Phys.* 2006;33(1):136–44.
11. Klein EJ, Hanley J, Bayouth, Yin FF, Simon W, Dresser S et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med Phys.* 2009;36(9):4197–212.
12. Yin FF, Wong J, Balter J, Benedict S, Bissonnette JP, Craig T et al. The role of in-room kV x-ray imaging for patient setup and target localization. Report of AAPM Task Group 104. Madison (WI) : Medical Physics Publishing; 2009.
13. Yoo S, Kim GY, Hammoud R, Elder E, Pawlicki T, Guan H et al. A quality assurance program for the on-board imagers. *Med Phys.* 2006;33(11):4431–47.
14. Osei EK, Schaly B, Fleck A, Charland P, Barnett R. Dose assessment from an online kilovoltage imaging system in radiation therapy. *J Radiol Prot.* 2009;29(1):37–50.