

Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie  
Code de pratique du contrôle de la qualité technique  
des simulateurs de radiothérapie conventionnels

---

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

29 juin 2015

CRS.2015.06.02

[www.pcqr.ca](http://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

Marie-Joëlle Bertrand

CIUSSS du Saguenay–Lac-Saint-Jean – Hôpital de Chicoutimi, Chicoutimi, Québec

## Centre de validation externe

CIUSSS de l'Est-de-l'Île-de-Montréal – Hôpital Maisonneuve-Rosemont, 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 des *simulateurs de radiothérapie conventionnels*. Le lecteur trouvera dans le document cadre *Codes de pratique du contrôle de la qualité technique pour les centres canadiens de radiothérapie*<sup>(1)</sup> 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

Les simulateurs sont essentiellement des appareils de radiographie et de fluoroscopie dotés de capacités optiques et mécaniques étendues leur permettant de reproduire les conditions géométriques créées par les machines de radiothérapie de haute énergie (« mégavoltage »). Les systèmes optiques et mécaniques des simulateurs doivent par conséquent se comporter comme ceux des accélérateurs linéaires, voire des appareils de cobaltothérapie. Les systèmes de production de la radiation sont en revanche très différents sur les simulateurs et les accélérateurs. Sur les simulateurs, ce sont des systèmes d'imagerie de basse

énergie délivrant de basses doses, alors que sur les accélérateurs linéaires, ce sont des systèmes de traitement de haute énergie délivrant de hautes doses.

Dans la préparation des patients à la radiothérapie, deux rôles sont attribués aux simulateurs. Le premier est la localisation, au cours de laquelle le contraste élevé et la grande résolution permis par les rayons X de basse énergie permettent au radio-oncologue d'identifier les volumes anatomiques qui recevront la dose thérapeutique et ceux qui devront être évités. L'information obtenue au cours de la localisation peut être ensuite utilisée pour un calcul de dosimétrie en deux dimensions. Le second rôle des simulateurs est la simulation à proprement parler. Les faisceaux de traitement choisis lors de la planification tridimensionnelle sont reproduits sur le patient, et le radio-oncologue vérifie que les aspects géométriques de l'objectif thérapeutique sont atteints.

La conception de base des simulateurs varie peu d'un constructeur à l'autre. Des descriptions détaillées des simulateurs de radiothérapie conventionnels ont été publiées<sup>(2-14)</sup>. Un bras tournant est monté sur un statif. À une extrémité du bras se trouve la tête composée d'un tube à rayons X blindé et de systèmes de délimitation et de collimation. À l'autre extrémité, vis-à-vis de la tête, est fixé un récepteur d'image surmonté d'un support à cassette. La tête du simulateur peut être déplacée pour modifier la distance foyer-axe (DFA). Le patient est installé sur une table de traitement qui se déplace suivant les trois axes principaux et peut tourner autour de son socle (rotation isocentrique). Le pupitre de commande est placé dans une salle adjacente blindée. Certains des systèmes mécaniques et optiques peuvent être réglés depuis la salle de simulation avec, par exemple, la commande manuelle.

Pendant longtemps, le récepteur d'image le plus utilisé était un amplificateur de brillance. L'enregistrement de l'image se faisait soit en capturant numériquement l'image affichée sur le moniteur de contrôle connecté à la caméra placée sous le phosphore de l'amplificateur, soit à l'aide d'un film. Récemment, les détecteurs plats à large surface se sont répandus et ils sont de plus en plus utilisés en simulation de radiothérapie.

Une des principales différences entre la radiographie conventionnelle et la simulation en radiothérapie est la grande distance (typiquement 120–170 cm) entre le foyer radiatif et le récepteur d'image. À cause de la flexibilité géométrique du simulateur (pour pouvoir tourner autour du patient), le récepteur d'image a besoin d'être plus éloigné du patient. De plus, la simulation requiert souvent des géométries faisceau-patient qu'on ne rencontre pas habituellement en radiologie ou fluoroscopie conventionnelle, telles que des vues latérales ou obliques à travers de grosses épaisseurs de tissus corporels. Ces contraintes donnent lieu à de plus grandes expositions à la peau qu'en radiographie diagnostique. La nécessité d'avoir cette flexibilité géométrique limite aussi la quantité de blindage autour de l'amplificateur de brillance et empêche de limiter la taille de champ.

## Codes de pratique connexes

Dans le but d'évaluer complètement la performance d'un simulateur de radiothérapie conventionnel, 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](http://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
<b>Quotidien</b>			
DS1	Système anticollision	fonctionnel	
DS2	Lasers et réticule	1 mm	2 mm
DS3	Indicateur de distance optique	1 mm	2 mm
DS4	Réticule/graticule/support à cache	1 mm	2 mm
DS5	Coïncidence lumière/radiation	1 mm	2 mm
DS6	Indicateurs de taille de champs radiatif et lumineux	1 mm	2 mm

### Notes sur les tests quotidiens

- DS1 La mise en place de ce test dépendra de la conception de l'installation et de l'équipement. La sûreté est le principal souci et les tests devraient donc être conçus en conséquence. Au minimum, il faut respecter les recommandations du fabricant et les règlements pertinents.
- DS2 Alignement à l'isocentre du réticule et des lasers correspondants, pour un angle de collimateur de 0° et des angles de bras de 0°, 90° et 270°.
- DS3 À l'isocentre et avec le bras à 0°.
- DS4 Coïncidence à l'isocentre entre le réticule, le graticule et le support à cache lorsque le collimateur et le bras sont à 0°.
- DS5 Coïncidence des images radiative et optique des délinéateurs, pour un champ de 10 × 10 cm<sup>2</sup>, le bras et le collimateur à 0° et à une distance source-surface (DSS) de 100 cm. Les seuils de

tolérance et d'intervention sont définis pour chaque côté du champ. Ce test devrait être effectué en mode fluoroscopique à l'aide de l'outil dédié.

DS6 La taille des images lumineuse et radiative du champ défini par les délinéateurs devrait être en accord avec la taille de champ affichée numériquement, selon les seuils de tolérance et d'intervention spécifiés et avec la géométrie décrite à l'article DS5. Avec un graticule qu'on aura pris soin de vérifier, ce test peut être effectué en mode fluoroscopique.

**Tableau 2 : Tests de contrôle de la qualité mensuels**

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
<b>Mensuel</b>			
MS1	Affichage de l'angle du bras	1°	
MS2	Affichage de l'angle du collimateur	1°	
MS3	Perpendicularité et orthogonalité des délinéateurs	1°	
MS4	Vérification de la DFA définie	1 mm	2 mm
MS5	Mouvement de l'amplificateur d'image	fonctionnel	
MS6	Isocentre de la table	1 mm	2 mm
MS7	Parallélisme de la table	1 mm	2 mm
MS8	Angle de la table	1°	
MS9	Affichage de la position de la table	1 mm	2 mm
MS10	Déplacement de table	1 mm	2 mm
MS11	Isocentres des lasers et du réticule	1 mm	2 mm
MS12	Indicateur de distance optique	1 mm	2 mm
MS13	Centrage du réticule	1 mm	2 mm
MS14	Coïncidence lumière/radiation	1 mm	2 mm
MS15	Indicateurs de taille de champ	1 mm	2 mm
MS16	Enregistrements	complet	

**Notes sur les tests mensuels**

MS1 Les affichages mécanique et numérique de l'angle du bras doivent être vérifiés à l'aide d'un niveau à bulle, ou tout autre instrument de mise à niveau, au minimum à 0°, 90°, 180° et 270°.

- MS2 Après avoir établi l'angle 0 du collimateur, qu'on prendra ensuite comme référence, les affichages mécanique et numérique de l'angle du collimateur sont vérifiés à l'aide d'une feuille de papier millimétré, au minimum à 0°, 90° et 270°.
- MS3 Ce test fait référence à l'orthogonalité des délinéateurs entre eux et à leur perpendicularité par rapport au réticule. Ce test devrait être effectué sur l'image optique et sur l'image radiative.
- MS4 Le réglage automatique de la distance foyer-axe devra être vérifiée, le cas échéant, avec des instruments mécaniques.
- MS5 Vérifier la possibilité de déplacer l'amplificateur jusqu'aux limites établies à la mise en service, le long des trois axes principaux.
- MS6 L'isocentre de la table doit être vérifié en déplaçant la table de 270° à 90°. Les seuils de tolérance et d'intervention font référence au déplacement maximum de la projection du réticule depuis la position de référence, dans le plan horizontal de l'isocentre.
- MS7 Lorsque le fût et le socle de la table sont à 0°, les déplacements de table doivent être parallèles aux axes principaux du simulateur, dans une fourchette de déplacements utiles en clinique.
- MS8 L'angle de rotation isocentrique de la table doit être vérifié dans une fourchette de rotations utiles en clinique. Il faudrait mesurer la déviation entre le vrai 0° et les affichages optique et numérique.
- MS9 Les affichages mécanique et numérique de la position de table doivent être vérifiés dans les trois directions principales, dans une fourchette de déplacements utiles en clinique.
- MS10 La mesure des déplacements relatifs de la table dans les trois directions principales doit être comparée à l'affichage numérique.
- MS11 L'isocentre de radiation est établi à l'aide de l'amplificateur d'image en mode fluoroscopique. L'alignement du réticule et des lasers à l'isocentre est ensuite vérifié pour des angles de bras de 0°, 90° et 270°. Les seuils de tolérance et d'intervention font référence à la déviation du système vérifié par rapport à l'isocentre.
- MS12 Un instrument mécanique étalonné sur l'isocentre radiatif est utilisé pour servir de référence lors de la vérification de l'indicateur de distance optique. Les normes établies dans le tableau 2 s'appliquent à l'isocentre. L'indicateur de distance optique devrait être vérifié pour des DSP et des angles de bras cliniquement pertinents. Les seuils de tolérance et d'intervention peuvent être doublés (c.-à-d., 2 mm et 4 mm) pour les limites cliniques de l'étendue de l'indicateur de distance optique.

- MS13 La coïncidence des images lumineuse et radiative du réticule est mesurée par rapport à l'isocentre radiatif à une DSP de 100 cm et aux angles de collimateur de 0°, 90° et 270°. Les seuils de tolérance et d'intervention font référence à la coïncidence avec l'isocentre radiatif.
- MS14 L'alignement géométrique des images lumineuse et radiative des délinéateurs doit être vérifié pour des champs de 5 × 5 cm<sup>2</sup> à 35 × 35 cm<sup>2</sup> aux angles de bras de 0°, 90° et 270°. Des demi-champs représentatifs doivent aussi être inclus dans cette vérification. Au minimum, six tailles de champ seront incluses dans ce test. Les seuils de tolérance et d'intervention s'appliquent à chaque bord d'un champ rectangulaire.
- MS15 L'alignement géométrique des images lumineuse et radiative des délinéateurs doit être vérifié pour des champs de 5 × 5 cm<sup>2</sup> à 35 × 35 cm<sup>2</sup> aux angles de bras de 0°, 90° et 270°. Des demi-champs représentatifs doivent aussi être inclus dans cette vérification. Au minimum, six tailles de champ seront incluses dans ce test. Les différentes tailles de champ devraient être vérifiées à différents angles de bras si cela est pertinent et efficient. Les seuils de tolérance et d'intervention s'appliquent à chaque bord d'un champ rectangulaire.
- MS16 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.

**Tableau 3 : Tests de contrôle de la qualité semestriels**

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
<b>Semestriel</b>			
SS1	Tablier de plomb	fonctionnel	
SS2	Foyer géométrique	reproductible	
SS3	Contraste	reproductible	
SS4	Résolution	reproductible	
SS5	minuteur de fluoroscopie	5 %	10 %

**Notes sur les tests semestriels**

- SS1 Tous les tabliers de plomb, les gants et autres accessoires de protection disponibles devraient être examinés à l'œil nu et aux rayons X. En cas de fissures, une mesure appropriée devrait être prise.
- SS2-4 Divers équipements sont disponibles pour effectuer ces tests. Des seuils de tolérance et



d'intervention devront être établis localement en fonction de l'équipement disponible sur place et de la variabilité des performances obtenues par les observateurs. Le contrôle de routine de ces paramètres devrait être fondé sur les résultats lors de l'installation.

SS5 Vérifier la limite du temps de fluoroscopie.

**Tableau 4 : Tests de contrôle de la qualité annuels**

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
<b>Annuel</b>			
AS1	Définition de l'isocentre et coïncidence	1 mm	2 mm
AS2	Centrage du réticule	1 mm	2 mm
AS3	Fléchissement de la table	3 mm	5 mm
AS4	Alignement des foyers géométriques	0,5 mm	1 mm
AS5	Tension de crête (kV <sub>p</sub> )	5 %	10 %
AS6	Dosimétrie de référence	5 %	10 %
AS7	Qualité du faisceau (couche de demi-atténuation)	5 %	10 %
AS8	Commande automatique d'exposition	5 %	10 %
AS9	Vérification indépendante du contrôle de la qualité	complet	

**Notes sur les tests annuels**

- AS1 Les isocentres mécanique, lumineux et radiatif devraient être redéfinis et les systèmes optiques et mécaniques réalignés. La coïncidence des isocentres du bras, du collimateur et de la table doit être vérifiée.
- AS2 Centrage du réticule avec le bras à 0°, pour au moins deux DSA différentes.
- AS3 Le fléchissement de la table est mesuré avec une masse de 70 kg posée au bout de la table avancée jusqu'à l'isocentre.
- AS4 Utiliser des facteurs d'exposition représentatifs.
- AS5 La tension de crête (kV<sub>p</sub>) devrait être mesurée à au moins trois tensions entre 60 kV<sub>p</sub> et 120 kV<sub>p</sub>. Lorsque ces tensions sont mesurées de manière non invasive, les seuils de tolérance et d'intervention devraient renvoyer aux mesures de référence obtenues lors de l'acceptation, elles-mêmes référencées à des mesures faites de manière invasive.

- AS6 Les seuils de tolérance et d'intervention font référence à la variation de dix mesures d'exposition relative prises avec des paramètres d'opération représentatifs. Ces tests devraient être effectués avec puis sans la commande automatique d'exposition.
- AS7 Pour trois valeurs de tension de crête ( $kV_p$ ), la couche de demi-atténuation doit être comparée à la référence obtenue lors de l'acceptation.
- AS8 Lorsque plus d'un détecteur peut être utilisé pour la commande automatique de l'exposition, la cohérence entre les expositions délivrées devrait être vérifiée.
- AS9 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-Pierre Milette, John Grant et Kyle Malkoske (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<sup>er</sup> mai 2016]. Disponible : <http://www.pcqr.ca/programmes/controle-de-la-qualite-technique>
2. Biggs P, Ma CM, Doppke K, Niroomand-Rad A, Beatty J. Kilovoltage x-rays. Dans : Van Dyk J, rédacteur. The modern technology of radiation oncology: a compendium for medical physicists and radiation oncologists. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 1999. p. 287–312.
3. Bomford CK, Craig LM, Hanna FA, Innes GS, Lillicrap SC, Morgan RL. Treatment simulators. Brit J Radiol. 1981; Suppl 16: 1–31.
4. Bomford CK, Dawes PJD, Lillicrap SC, Young J. Treatment simulators. Brit J Radiol. 1989; Suppl. 23: 1–49.
5. Association canadienne des agences provinciales du cancer Standards for quality control at Canadian radiation treatment centres: conventional radiotherapy simulators. Toronto (ON): L'Association; 2005.

6. Connors SG, Battista JJ, Bertin RJ. On technical specifications of radiotherapy simulators. *Med Phys.* 1984;11(3),341-43. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.595511>
7. Doppke KP. X-ray simulator developments and evaluation for radiation therapy. Dans : Kereiakes JG, Elson ER, Born CG, rédacteurs. *Radiation oncology physics – 1986, medical physics monograph*, vol. 15. New York (NY): American Institute of Physics; 1987. p. 429–441.
8. Loi sur la protection contre les rayons X, L.R.O. 1990, chap. H.2 Toronto (ON): Publications Ontario; 1990 [cité le 25 jan 2017]. Disponible : <https://www.ontario.ca/fr/lois/loi/90h02>
9. HARP Commission. Healing arts radiation protection (HARP) commission report. Toronto (ON): Ministry of Health and Long-Time Care; Juil 2007.
10. Heintz PH. Specifications, acceptance testing, and quality assurance of radiation oncology simulator x-ray systems. Dans : Seibert JA, Barnes GT, Gould RG, rédacteurs. *Specification, acceptance testing, and quality control of diagnostic x-ray imaging equipment, medical physics monograph*, vol. 20. New York (NY): American Institute of Physics; 1997. p. 721–733.
11. 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. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.597316>
12. 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.
13. McCullough EC, Earle JD. The selection, acceptance testing, and quality control of radiotherapy treatment simulators. *Radiology.* 1979;131(1):221-30. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1148/131.1.221>
14. Podgorsak EB, rédacteur. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students* [En ligne]. Vienne (AT): Agence internationale de l'énergie atomique ; Juil 2005 [cité le 19 juil 2016]. Disponible : [http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196\\_web.pdf](http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1196_web.pdf)
15. Van Dyk J, Mah K. Simulators and CT scanners. Dans : Williams JR, Thwaites DI, rédacteurs. *Radiotherapy physics in practice*. Oxford (GB): Oxford University Press; 1993. p. 113–34.