

Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie
Codes de pratique du contrôle de la qualité technique
des appareils de curiethérapie à projecteur de source télécommandé

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

BRA.2015.06.02

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 médecins (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

Normand Frenière

CIUSSS de la Mauricie-et-du-Centre-du-Québec – CSSS de Trois-Rivières, CHAU régional, Trois-Rivières, Québec

Centres de validation externe

BC Cancer Agency – Vancouver Centre, Colombie-Britannique

CIUSSS du Saguenay–Lac-Saint-Jean – Hôpital de Chicoutimi, Chicoutimi, 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 *appareils de curiethérapie à projecteur de source télécommandé*. 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

La curiethérapie est le placement de radioisotopes encapsulés ou d'un tube à rayons X miniaturisé à l'intérieur ou au contact d'un tissu auquel on a prescrit une dose de radiation⁽²⁻⁹⁾. Cette pratique offre d' uniques avantages dans la gestion de certains sites de traitement et elle est utilisée en complément ou à la place de la téléthérapie depuis les débuts de la radio-oncologie.

L'équipement de projection de source télécommandée a été mis au point pour réduire et même, dans le nombreux cas, éliminer l'exposition des membres du personnel à la radiation. Grâce aux systèmes de projection de source télécommandée, l'utilisateur ne manipule pas la source radioactive et le patient est irradié dans une salle blindée pendant que le personnel le traite et surveille le processus depuis l'extérieur.

On appelle hauts débits de dose (HDD) des débits de dose de traitement supérieurs à 20 cGy/min. Dans tous les appareils de HDD à projecteur de source télécommandé, une unique source radioactive (en général de l'iridium 192 ou, rarement, du cobalt 60) de petites dimensions (< 1 mm × 5 mm) et soudée au laser à un câble d'acier inoxydable est sortie de son enceinte blindée de manière motorisée et placée successivement à toutes les positions prescrites (positions d'arrêt) avec différents temps d'irradiation (temps d'arrêt). L'utilisateur peut présélectionner les positions d'arrêt et les temps d'arrêt à des positions choisies le long d'un certain nombre de lignes d'aplicateur. Le projecteur de source télécommandé pourrait comporter deux sources sur deux câbles indépendants, permettant ainsi de délivrer la dose simultanément sur deux lignes d'aplicateur. La puissance de la source est d'environ 40 000 cGy cm² h⁻¹ (activité d'env. 370 GBq) lorsqu'une nouvelle source d'iridium 192 est installée, tandis qu'elle est d'environ 23 000 cGy cm² h⁻¹ (activité d'env. 74 GBq) pour une nouvelle source de cobalt 60. À cause de la demi-vie relativement courte de l'iridium 192 (73,8 jours), les sources sont habituellement remplacées tous les trois mois. Le cobalt 60, qui a une demi-vie plus longue (5,3 ans), permet de ne changer la source que tous les cinq ans. Les irradiations de HDD durent typiquement de 5 à 30 minutes et le traitement complet peut comporter plusieurs fractions.

Le traitement de débit de dose pulsé (DDP) est une autre forme de traitement de HDD. Sur un appareil de DDP, les irradiations sont délivrées par « impulsions » pendant une durée de traitement totale de 48 à 72 heures. Le mécanisme des appareils de DDP est très similaire à celui des appareils de HDD. Les projecteurs de source télécommandés de DDP utilisent aussi une unique source d'iridium 192 soudée à un câble. Toutefois, la puissance de la source sur ces appareils n'est qu'environ 10 % de celle de l'iridium 192 sur les appareils de HDD.

Les appareils télécommandés de HDD dotés d'un tube à rayons X miniaturisé, ainsi que les appareils de curiethérapie intravasculaire et cardiovasculaire à projecteur de source télécommandé, qui utilisent des sources de rayonnement bêta, ne sont pas traités dans le présent document.

Diverses recommandations concernant l'assurance de la qualité en curiethérapie ont été publiées⁽¹⁰⁻¹⁷⁾. Pour le haut débit de dose, des tests doivent être effectués avant chaque traitement. Les jours de traitement, des tests doivent être planifiés avant de traiter le premier patient de la journée. Pour les projecteurs de sources de DDP avec lesquels les traitements peuvent durer plusieurs jours, les tests du jour de traitement devraient être effectués avant le début du traitement.

Codes de pratique connexes

Dans le but d'évaluer complètement la performance d'un appareil de curiethérapie à projecteur de source télécommandé, 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
- Systèmes de planification de traitement

Tableaux de tests

Tableau 1 Tests de contrôle de la qualité à chaque traitement

Article	Test	Performance
		Intervention
Avant chaque traitement		
T1	Transfert des données de planification depuis l'ordinateur de planification de traitement	exact
T2	Ajustement des temps d'arrêt du plan	voir note
T3	Temps d'arrêt minimums	exact
T4	Connexion des cathéters du plan au projecteur de source	exact
T5	Retrait complet de la source	fonctionnel
Jour de traitement (à chaque traitement pour le DDP)		
D1	Interruption du traitement	fonctionnel
D2	Affichage du pupitre de commande (indicateur de statut du traitement) et interrupteur à clé	fonctionnel
D3	Date, heure et puissance de la source dans l'unité de traitement	exact
D4	Exactitude du positionnement de la source (et de la source fictive)	2 mm
D5	Exactitude des temps d'arrêt	2 %

Notes sur les tests à chaque traitement

T1 Parmi les données du plan importées depuis le système de planification de traitement vers la console de traitement, il faudrait vérifier la puissance de la source et les positions et temps d'arrêt. Dans le cas où il y a de nombreuses positions d'arrêt, il est acceptable de n'en vérifier

qu'un sous-ensemble. Même si le plan est déjà dans la console de traitement, il faudrait faire les mêmes vérifications pour s'assurer que le bon plan est sélectionné.

- T2 L'ajustement des temps d'arrêt du plan par la console de traitement pour tenir compte du jour du traitement devrait être vérifié (par un calcul indépendant : calcul à la main, tableau de facteurs de décroissance ou calcul par un logiciel). Le seuil d'intervention dépend de la résolution en fréquence et en temps de la console ; on l'exprime en différence relative ou en secondes.
- T3 Le temps d'arrêt minimum devrait être comparé aux limites de l'appareil. Ces limites devraient tenir compte à la fois de l'effet de dose de transit et de la reproductibilité du positionnement. Sur certains projecteurs de source télécommandés, la reproductibilité du positionnement pourrait dépendre du temps d'arrêt.
- T4 La connexion des cathéters et applicateurs aux canaux de l'indexeur sur le projecteur doit correspondre à ce qui a été planifié.
- T5 Mesurer la radiation dans la salle de traitement et près du patient pour s'assurer que la source est complètement rentrée dans son enceinte blindée.

Notes sur les tests les jours de traitement (à chaque traitement pour le DDP)

- D1 Pendant que la source est sortie, vérifier que l'action du bouton d'interruption (s'il y en a un) renvoie la source dans son coffre blindé.
- D2 Il faudrait vérifier les affichages du pupitre de commande. Il faudrait au moins vérifier les indicateurs de statut du traitement en faisant sortir la source. Les indicateurs doivent être visibles et audibles. Lorsqu'un interrupteur à clé est présent sur le pupitre, sa fermeture devrait empêcher la source de sortir.
- D3 La date et l'heure sur la console du projecteur de source sont bien ajustées. La décroissance de l'intensité de la source est exacte en comparaison à un calcul indépendant (calcul à la main, tableau de facteurs de décroissance ou calcul par un logiciel), et en tenant compte de la fréquence du calcul de décroissance par la console de traitement.
- D4 Vérifier l'exactitude de positionnement du mécanisme de transfert de la source. Une inspection visuelle à l'aide d'une caméra est acceptable. Effectuer aussi ce test avec la source fictive si celle-ci est utilisée pour la mesure de la longueur des cathéters.
- D5 Vérifier l'exactitude du temps d'arrêt avec un étalon externe tel qu'un chronomètre. Le temps d'arrêt utilisé devrait être assez long afin que les erreurs de mesure du temps (p. ex., le temps de réaction de l'observateur) soient inférieures à 1 %.

Tableau 2 : Tests de contrôle de la qualité trimestriels

Article	Test	Performance
		Intervention
Trimestriel (ou à chaque changement de source)		
Q1	Intégrité mécanique des applicateurs, des tubes de transfert et des connecteurs	fonctionnel
Q2	Charge de la batterie interne (rétablissement en cas de coupure de courant)	fonctionnel
Q3	Verrouillages de la source et de la source fictive	fonctionnel
Q4	Exactitude du positionnement de la source fictive	3 mm (1 mm voir note)
T5	Exactitude de positionnement de la source radioactive	1 mm
T6	Étalonnage de la puissance de la source	5 %
T7	Homogénéité de la source	valeur de référence
T8	Enregistrements	complet

Notes sur les tests trimestriels

- Q1 Vérifier que les applicateurs, les tubes de transfert et les connecteurs ne sont pas endommagés (usure excessive, coudes, etc.).
- Q2 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. Le but principal est de vérifier que l'équipement interrompt le traitement et rétracte la source de manière sûre en cas de coupure de courant. Le but secondaire est de vérifier que l'équipement a bien enregistré la partie du traitement administrée avant la coupure, et qu'il permet de reprendre le traitement lorsque le courant est rétabli.
- Q3 Vérifier la fonctionnalité des systèmes de verrouillage liés aux câbles de la source et de la source fictive, notamment en cas de mauvaise connexion de l'applicateur au tube de transfert et du tube de transfert au projecteur de source, ou bien en cas d'obstruction.
- Q4 Vérifier l'exactitude de positionnement du mécanisme de transfert de la source fictive. Le but est d'assurer une bonne détection des obstructions sans faux positifs ni faux négatifs. Si c'est le mécanisme de transfert de la source fictive qui est utilisé pour mesurer la longueur des cathéters, le seuil d'intervention devrait être abaissé à 1 mm.
- Q5 Vérifier l'exactitude de positionnement du mécanisme de transfert de la source. On peut

réaliser des autoradiographies ou des mesures dans une chambre à puits. Si on vérifie visuellement à l'aide des caméras de la salle, il faudrait vérifier indépendamment la position de la source sur le câble de transfert.

- Q6 Comparer la puissance de la source mesurée avec la valeur fournie par le fabricant. À l'installation d'une nouvelle source, la puissance de la source doit être mesurée à l'aide d'un ensemble chambre à puits et électromètre, dont l'étalonnage est traçable à un laboratoire national d'étalonnage. L'étalonnage de la chambre à puits et de son électromètre associé devrait dater de moins de deux ans. La puissance de la source mesurée devrait être utilisée pour la planification et les traitements. Un écart de plus de 5 % entre la valeur mesurée de la puissance de la source et la valeur fournie par le fabricant doit être examiné. La stabilité de la chambre à puits devrait être vérifiée avant son utilisation. Un deuxième physicien médical qualifié devrait faire une vérification de l'étalonnage.
- Q7 Vérifier visuellement sur un film que le matériau radioactif est également distribué à l'intérieur de la source encapsulée. Cela est d'autant plus important si la source est composée de plusieurs grains.
- Q8 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		
A1	Fonctionnement de la manivelle	fonctionnel
A2	Radiation de fuite	valeur de référence
A3	Fonctionnement de l'indexeur multicanal	fonctionnel
A4	Exactitude des temps d'arrêt	1 %
A5	Linéarité du minuteur	1 %
A6	Reproductibilité du temps de transfert et de la dose de transfert	valeur de référence
A7	Exactitude de la longueur dosimétrique des applicateurs et des tubes de transfert	1 mm
A8	Dimensions des applicateurs et des gabarits	valeur de référence
A9	Intégrité du blindage des applicateurs blindés	valeur de référence

A10	Exactitude positionnelle des marqueurs radiographiques	1 mm
A11	Revue des procédures d'urgence	complet
A12	Vérification indépendante du contrôle de la qualité	complet
A13	Séquencement du DDP (seulement pour le DDP)	fonctionnel

Notes sur les tests annuels

- A1 La manivelle d'urgence devrait être vérifiée en présence de l'ingénieur de service. Il est souhaitable que chaque personne responsable d'actionner la manivelle en cas d'urgence vienne l'essayer annuellement au moment où le câble avec source radioactive est remplacé par un câble avec source fictive.
- A2 La surveillance du rayonnement de fuite permet de vérifier l'intégrité de l'enceinte blindée du projecteur de source.
- A3 Vérifier que l'indexeur multicanal fonctionne correctement. Le câble de source doit être bien envoyé dans le canal programmé.
- A4 Cette vérification de l'exactitude du temps d'arrêt avec un standard externe est effectuée de manière plus rigoureuse que lors du test des jours de traitement.
- A5 La linéarité du minuteur est vérifiée sur une plage de temps pertinente du point de vue clinique. Ce seuil d'intervention représente l'écart entre les valeurs mesurées et les valeurs calculées à l'aide d'un ajustement linéaire des données mesurées.
- A6 Reproductibilité de l'effet de temps de transit, de l'effet de dose de transit ou de la vitesse de la source entre les positions d'arrêt. Cela peut être vérifié à l'aide d'autoradiographies, de mesures dans une chambre à puits ou bien visuellement à l'aide des caméras de la salle. Il est nécessaire d'utiliser une géométrie d'applicateur fixe et reproductible afin de s'assurer que la vitesse du câble est toujours la même.
- A7 La longueur des applicateurs réutilisables et des tubes de transfert devrait être mesurée pour vérifier les longueurs dosimétriques utilisées en clinique. Cette mesure sert aussi à s'assurer qu'aucuns débris n'encombrent leurs ouvertures.
- A8 Vérifier les dimensions des applicateurs réutilisables et des gabarits (p. ex., les diamètres, les angles, le blindage). Elles doivent correspondre aux dimensions utilisées lors de la planification.
- A9 Vérifier l'intégrité du blindage des applicateurs blindés. Il faudrait en faire une inspection visuelle et radiographique.

- A10 Vérifier l'exactitude du positionnement des marqueurs radiographiques si ceux-ci sont utilisés en clinique pour le positionnement de la source. Si les marqueurs sont seulement utilisés pour montrer le parcours de la source dans l'applicateur, seule leur intégrité devrait être vérifiée.
- A11 La mise en place de ces tests dépendra de la conception de l'installation et de l'équipement. Revoir les procédures d'urgence pour les cas où la source n'arrive pas à rentrer dans son enceinte blindée.
- A12 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.
- A13 Seulement pour le DDP ; vérifier le fonctionnement du séquençement des impulsions suivant les recommandations du fabricant.

Remerciements

Nous souhaitons remercier les nombreuses personnes qui ont participé à l'élaboration de ce code de pratique, notamment : Michelle Nielsen et Marie-Joëlle Bertrand (rédactrices adjointes) ; 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. Erickson BA, Demanes D, Ibbott GS, Hayes JK, Hsu IJ, Morris DE et al. American Society for Radiation Oncology (ASTRO) and American College of Radiology (ACR) practice guideline for the performance of high-dose-rate brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2011; 1(3):641-49.
3. Glasgow GP. Brachytherapy. 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. 695–752.
4. Glasgow GP, Bourland JP, Grigsby PW, Meli JA, Weaver KA. Report of Task Group 41: remote afterloading technology. New York (NY): American Institute of Physics; 1993. Disponible : https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_41.pdf
5. Kubo HD, Glasgow GP, Pethel TD, Thomadsen BR, Williamson JF. High dose-rate brachytherapy treatment delivery: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 59. *Med Phys*. 1998; 25(4):375–403.
6. Nath R, Anderson LL, Meli JA, Olch AJ, Stitt JA, Williamson JF. Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. *Med Phys*. 1997; 4(10):1557–98.
7. 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
8. Purdy JA, rédacteur. *Advances in Radiation Oncology Physics: Dosimetry, Treatment Planning, and Brachytherapy (1990 Summer School)*. AAPM Monograph #19. New York (NY): American Institute of Physics; 1992.

9. Thomadsen BR, Rivard MR, Butler W, rédacteurs. Brachytherapy Physics. AAPM Monograph #19. 2^e éd. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 2005.
10. American College of Radiology. ACR-AAPM technical standard for the performance of high-dose-rate brachytherapy physics [En ligne]. Reston (VA): American College of Radiology; 2010 [révisé en 2015, cité le 17 fév 2017]. Disponible : <http://www.acr.org/~media/EF9F4CCED3C5426B915BC2C91974CE51.pdf>
11. Bastin KT, Podgorsak MS, Thomadsen BR. The transit dose component of high dose-rate brachytherapy: direct measurements and clinical implications. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1993; 26(4):695–702. Disponible : [http://dx.doi.org/10.1016/0360-3016\(93\)90291-3](http://dx.doi.org/10.1016/0360-3016(93)90291-3)
12. DeWerd L, Jursinic P, Kitchen R, Thomadsen B. Quality assurance tool for high dose rate brachytherapy. Med Phys. 1995; 22(4):435–40. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.597469>
13. 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>
14. Nag S, Dobelbower R, Glasgow G, Gustafson G, Syed N, Thomadsen B, Williamson JF. Inter-society standards for the performance of brachytherapy: a joint report from ABS, ACMP and ACRO. Crit Rev Oncol Hematol. Oct. 2003;48(1):1–17. Disponible : [http://dx.doi.org/10.1016/S1040-8428\(03\)00026-X](http://dx.doi.org/10.1016/S1040-8428(03)00026-X)
15. Rickey DW, Sasaki D, Bews J. A quality assurance tool for high-dose-rate brachytherapy. Med Phys. 2010;37(6):2525–32. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.3425786>
16. Venselaar J, Pérez-Calatayud, J, rédacteurs. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment, European Guidelines for Quality Assurance in Radiotherapy booklet no. 8. Bruxelles (BE): European Society for Radiotherapy and Oncology; 2004.
17. Zuofeng L, Mitchell TP, Palta JR, Liu C. A quality assurance test tool for high dose-rate remote afterloading brachytherapy units. Med Phys. 1998;25(2):232–5. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.598185>