

Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie
Codes de pratique du contrôle de la qualité technique
des accélérateurs linéaires médicaux et des collimateurs multilames

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

MLA.2016.07.03

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 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

Charles Kirkby

Jack Ady Cancer Centre, Lethbridge, Alberta

Esmaeel Ghasroddashti

Jack Ady Cancer Centre, Lethbridge, Alberta

Crystal Angers

L'Hôpital d'Ottawa, Ottawa, Ontario

Grace Zeng

Peel Regional Cancer Centre, Trillium Health Partners/Credit Valley Hospital, Mississauga, Ontario

Erin Barnett

Stronach Regional Cancer Centre, Newmarket, Ontario

Centres de validation externe

BC Cancer Agency – Fraser Valley Centre, Surrey, Colombie-Britannique

BC Cancer Agency – Vancouver Island Centre, Colombie-Britannique

BC Cancer Agency – Vancouver Centre, Colombie-Britannique

Centre de santé et de services sociaux de Trois-Rivières, Trois-Rivières, Québec

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 sécurité des *accélérateurs linéaires médicaux et des collimateurs multilames*. 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

Les accélérateurs linéaires médicaux (linacs) sont des accélérateurs cycliques qui accélèrent des électrons à des énergies cinétiques de 4 MeV à 25 MeV dans des champs dissipatifs de radiofréquences micro-ondes à des fréquences allant de 10^3 MHz (bande L) à environ 10^4 MHz (bande X), la grande majorité fonctionnant toutefois à 2856 MHz (bande S)⁽²⁻⁵⁾. Dans un accélérateur linéaire, les électrons sont accélérés sur une trajectoire rectiligne à l'intérieur de structures sous vide spéciales appelées guides d'ondes d'accélération. Sur leur chemin rectiligne, les électrons traversent plusieurs fois la même et relativement faible différence de potentiel ; c'est pourquoi les linacs sont classés parmi les accélérateurs cycliques de la même manière que les autres accélérateurs cycliques qui accélèrent les particules sur des trajectoires courbes (p. ex., le bêtatron). Les champs radiofréquences de haute puissance utilisés pour accélérer les électrons dans les guides d'ondes d'accélération sont produits grâce à la décélération d'électrons dans des potentiels retardés à l'intérieur de systèmes appelés magnétrons ou klystrons.

Différents types de linacs sont disponibles pour un usage clinique. Certains produisent uniquement des rayons X de bas mégavoltage (4 MV ou 6 MV), tandis que d'autres délivrent des rayons X et des électrons à plusieurs énergies de mégavoltage. Le linac moderne type de haute énergie délivre deux ou trois énergies de photons (habituellement une combinaison d'un faisceau de photons de 4 MV à 10 MV et d'un autre de 12 MV à 25 MV) et quelques énergies d'électrons allant de 4 MeV à 22 MeV.

Le présent document traite aussi des collimateurs multilames (MLC) ; ce sont des dispositifs commandés par ordinateurs permettant de créer une barrière supplémentaire au faisceau de photons d'un accélérateur linéaire grâce à des lames de haute densité (généralement un alliage de tungstène) placées dans le faisceau de radiation⁽⁶⁻⁸⁾. En plus de la forme du faisceau, le MLC permet de moduler l'intensité du faisceau en ajustant la position des lames en travers du faisceau entre chaque faisceau de traitement (radiothérapie à modulation d'intensité [IMRT] segmentée), en déplaçant les lames à travers le faisceau pendant l'irradiation (IMRT dynamique), ou encore en faisant varier le débit de dose, la vitesse du bras et les positions des lames du MLC pendant une irradiation en arc (archthérapie volumétrique modulée [VMAT]). Grâce à ce procédé, il est possible de reproduire approximativement, avec certaines limites physiques, la distribution de fluence désirée.

Les MLC actuels varient selon leur conception, leur emplacement et leur utilisation. Ils peuvent être installés pour servir de dispositif tertiaire sous le collimateur secondaire, ou ils peuvent le remplacer totalement ou en partie. Les lames doivent atténuer le faisceau à un niveau acceptable, couvrir une

assez grande partie du faisceau, et elles doivent s'intégrer convenablement avec le reste du système de collimation. Afin de minimiser les pénombres et suivre la divergence des faisceaux, différentes solutions dans la conception du MLC ont été adoptées par les constructeurs.

Le contrôle par ordinateur est une composante clé du MLC, notamment lors des traitements en mode dynamique. Le retour d'information sur la position des lames doit être présent, et il doit y avoir un dispositif de verrouillage du faisceau si une mauvaise position de lame est détectée. Il doit aussi y avoir un dispositif de verrouillage qui détecte la position du chariot de lames qui pourrait mener à une irradiation non intentionnelle en dehors de la zone blindée. D'autres dispositifs de verrouillage de sûreté doivent reconnaître l'usage non intentionnel du MLC avec un faisceau d'électrons, et incorporer son utilisation avec l'imageur électronique embarqué.

Codes de pratique connexes

Dans le but d'évaluer complètement la performance d'un accélérateur linéaire, 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 sécurité
- Principal équipement de dosimétrie
- Systèmes embarqués d'imagerie de vérification à faisceau conique
- Mesures dosimétriques précliniques pour les radiothérapies modulées

Tableaux de tests

Tableau 1 : Tests de contrôle de la qualité quotidiens

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
Quotidien			
DL1	Verrouillage du mouvement	fonctionnel	
DL2	Freins de table	fonctionnel	
DL3	Interruption du faisceau et compteurs	fonctionnel	
DL4	Lasers et réticule	1 mm	2 mm
QL5	Indicateur de distance optique	1 mm	2 mm
DL6	Pointeur arrière optique (si présent)	2 mm	3 mm
DL7	Définition du champ : mâchoires et lames du MLC	1 mm	2 mm
DL8	Stabilité du débit – photons	2 %	3 %
DL9	Stabilité du débit – électrons	2 %	3 %
DL10	Facteurs filtre dynamique (Varian), virtuel (Siemens) ou universel (Elekta)	2 %	3 %

Notes sur les tests quotidiens

- DL1 Ce test sert à démontrer que les dispositifs qui permettent le mouvement du linac sont opérationnels (p. ex., les dispositifs qui permettent la rotation du bras uniquement dans les conditions désirées). Parmi ceux-ci, on compte les tests de fonctionnement des commandes de table et des manettes ainsi que du verrouillage des dispositifs anticollision.
- DL2 C'est un test fonctionnel destiné à démontrer que les freins de la table s'enclenchent lorsqu'ils sont actionnés et qu'ils empêchent les mouvements flottants et les déplacements à la moindre force.
- DL3 Ce test sert à démontrer (le cas échéant) que : la clé de verrouillage empêche le linac de délivrer de la radiation ; le bouton d'interruption du faisceau arrête le faisceau ; l'irradiation prend fin après un nombre d'unités moniteur prédéfini vérifié par le compteur de secours ou par un minuteur (si présent).
- DL4 Ce test sert à vérifier que l'alignement du réticule avec les lasers correspondants reste à l'intérieur des limites spécifiées.

- DL5 À un angle de bras de 0° , ce test sert à vérifier que l'indicateur de distance optique repère le plan de l'isocentre à l'intérieur des limites spécifiées.
- DL6 Sur les machines qui disposent d'un pointeur arrière optique, ce test de performance vérifie son exactitude.
- DL7 Effectué avec le bras à 0° et à une distance source-axe (DSA) de 100 cm, ce test sert à démontrer que les bords du champ sont définis de manière exacte par les mâchoires ou les lames du MLC. On peut se contenter de vérifier dans le plan horizontal à l'isocentre la forme d'un champ prédéfini projeté par le faisceau lumineux. Les seuils de tolérance et d'intervention s'appliquent à chaque côté d'un champ rectangulaire à l'isocentre défini par les mâchoires ou les lames du MLC. Il convient de noter que lorsque le MLC est un système de collimation tertiaire, il faut vérifier la position des mâchoires et des lames du MLC.
- DL8 La stabilité du débit doit être vérifiée pour toutes les énergies de photons utilisées en clinique le jour du test. Les mesures doivent être effectuées dans une mise en place reproductible définie localement avec un système de dosimétrie contre-étalonné avec l'étalon secondaire local.
- DL9 La stabilité du débit doit être vérifiée pour toutes les énergies d'électrons utilisées en clinique le jour du test. Les mesures doivent être effectuées dans une mise en place reproductible définie localement avec un système de dosimétrie contre-étalonné avec l'étalon secondaire local.
- DL10 Il faut vérifier les facteurs filtre d'un ensemble représentatif des filtres virtuels ou dynamiques utilisés en clinique ce jour-là. Les caractéristiques de conception de la machine sont à prendre en compte lorsqu'on choisit cet ensemble représentatif. Il est également possible de préparer un cycle de tests pour vérifier tous les filtres utilisés sur plusieurs jours. La vérification quotidienne des facteurs filtre pour les filtres universels est nécessaire pour s'assurer de leur bon fonctionnement et de la reproductibilité de leur positionnement.

Tableau 2 : Tests de contrôle de la qualité mensuels

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
Mensuel			
ML1	Verrouillages des filtres en coin, du support à cache, des cônes	fonctionnel	
ML2	Intégrité et centrage des accessoires	fonctionnel	
ML3	Affichage de l'angle du bras	0,5 °	1,0 °
ML4	Affichage de l'angle du collimateur	0,5 °	1,0 °
ML5	Centrage du réticule et isocentre (mécanique) du collimateur	1 mm	2 mm
ML6	Affichage de la position de la table	1 mm	2 mm
ML7	Isocentre (mécanique) de la table	1 mm	2 mm
ML8	Angle de la table autour de l'isocentre	0,5 °	1,0 °
ML9	Indicateur de distance optique	1 mm	2 mm
ML10	Dosimétrie relative	2 %	3 %
ML11	Reproductibilité du rendement en profondeur sur l'axe central	1 %/2 mm	2 %/3 mm
ML12	Stabilité des profils de faisceau	2 %	3 %
ML13	Coincidence lumière/radiation	1 mm	2 mm
ML14	Exactitude de positionnement des mâchoires	1 mm	2 mm
ML15	Exactitude de positionnement des mâchoires d'appoint (Elekta)	1 mm	2 mm
ML16	Exactitude de positionnement des lames du MLC	1 mm	2 mm
ML17	Exactitude de positionnement des lames en mode dynamique (<i>picket fence</i>)	0,5 mm	1 mm
ML18	Fluence délivrée en mode dynamique	95 % à 3 %/3 mm	95 % à 5 %/3 mm
ML19	Variation du débit de dose, de la vitesse du bras et de la vitesse des lames pendant un arc	voir note	voir note
ML20	Enregistrements	complet	

Notes sur les tests mensuels

- ML1 Vérifier le fonctionnement du verrouillage de mise en place de ces accessoires. Ce test implique aussi de vérifier que les faisceaux d'électrons ne peuvent pas être délivrés si les lames du MLC ne sont pas rétractées.
- ML2 Vérifier l'intégrité physique et le centrage des accessoires, y compris les filtres en coin, les supports à cache et les cônes, le cas échéant.
- ML3 Il faut vérifier l'exactitude des affichages numérique et mécanique (si le second est utilisé en clinique) de l'angle du bras au moins à 0°, 90°, 180° et 270°. Il faut aussi vérifier la convention utilisée pour le système de coordonnées.
- ML4 Il faut vérifier l'exactitude des affichages numérique et mécanique (si le second est utilisé en clinique) de l'angle du collimateur au moins à 0°, 90°, 180° et 270°. Il faut aussi vérifier la convention utilisée pour le système de coordonnées.
- ML5 Ce test sert à vérifier le bon centrage du réticule ainsi que l'axe de rotation du collimateur. Les seuils de tolérance et d'intervention font référence au diamètre maximum de l'isocentre mécanique et à l'écart maximum entre la projection du réticule et le centre de l'isocentre mécanique.
- ML6 Il faut vérifier l'exactitude des affichages mécanique et numérique des positions de table sur les trois axes cardinaux et sur une gamme de positions susceptibles d'être utilisées en clinique. Il faut aussi vérifier la convention utilisée pour le système de coordonnées.
- ML7 Il faut vérifier la rotation isocentrique de la table par rapport à l'axe de rotation du collimateur. De même que pour ML5, les seuils de tolérance et d'intervention font référence à l'écart maximum entre la projection du réticule et sa position initiale dans le plan de l'isocentre.
- ML8 Il faut vérifier l'exactitude des affichages mécanique et numérique des angles de rotation isocentrique de la table sur une gamme d'angles susceptibles d'être utilisés en clinique. Il faut aussi vérifier la convention utilisée pour le système de coordonnées.
- ML9 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 s'appliquent à l'isocentre. L'indicateur de distance optique devrait être vérifié pour des distances source-surface (DSS) 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.

- ML10 On compare le débit de tous les faisceaux cliniques avec les références dosimétriques annuelles, à l'aide d'un système de dosimétrie contre-étalonné avec l'étalon secondaire du service.
- ML11 On fait des mesures pour vérifier que les rendements en profondeur n'ont pas changé depuis la mise en service de la machine. Les seuils de tolérance et d'intervention sont spécifiés en pour cent pour les faisceaux de photons et en millimètres pour les faisceaux d'électrons. Il est suffisant de mesurer un simple rapport de doses à des profondeurs utilisées en clinique. On peut aussi bien mesurer un rapport tissu-fantôme (RTF) ou vérifier la stabilité des profils de faisceau mesurés à faible profondeur, en adaptant les seuils de tolérance et d'intervention de manière appropriée.
- ML12 Ce test remplace la vérification de la symétrie et de la planéité et il est conçu pour être cohérent avec les tests suggérés dans le rapport du TG-142 de l'AAPM⁽⁹⁾. Le but est de s'assurer que les profils des faisceaux délivrés sont cohérents avec les faisceaux correspondants modélisés par le système de planification de traitement. Les seuils de tolérance et d'intervention font référence aux différences entre les profils mesurés et les profils de référence telles qu'elles sont définies dans le rapport du TG-142 de l'AAPM⁽⁹⁾. Le même test doit être effectué pour tous les faisceaux utilisés en clinique.
- ML13 Il faut vérifier l'alignement géométrique des bords de champ lumineux et radiatif pour plusieurs tailles de champ. Les seuils de tolérance et d'intervention s'appliquent à chaque bord d'un champ rectangulaire.
- ML14 Il faut vérifier l'exactitude de la position radiative des mâchoires pour une série de positions. Le nombre de positions à vérifier sera déterminé par la méthode de calibrage des mâchoires. Conjointement à ce test, il est important d'établir des profils de dose acceptables pour des jonctions de champs à la position 0. Dans cette optique, le seuil d'intervention de 2 mm pour chaque mâchoire n'est généralement pas suffisant puisqu'en principe les bords des champs adjoints peuvent être séparés jusqu'à 4 mm, ce qui peut provoquer des crêtes et des creux inacceptables dans les distributions de dose. Des seuils de tolérance et d'intervention de 5 % et 10 % sont suggérés pour la déviation des profils de dose des jonctions de champs.
- ML15 Il faut vérifier l'exactitude de la position radiative des mâchoires d'appoint pour une série de positions. Le nombre de positions à vérifier sera déterminé par la méthode de calibrage des mâchoires.
- ML16 Il faut vérifier l'exactitude de la position radiative des lames du MLC pour une série de positions de celui-ci. Le nombre de positions à vérifier sera déterminé par la méthode de calibrage du MLC. Pour certaines conceptions de MLC, ce test peut être réalisé en évaluant la position radiative de chaque lame par rapport à une lame de référence.

- ML17 Pour l'IMRT dynamique, l'exactitude de l'écart entre lames pour toutes les paires de lames est vérifiée sur la carte de dose bidimensionnelle d'un faisceau multisegment, appelé *picket fence*, délivré avec le bras à 0°.
- ML18 Ce test spécifique à l'IMRT sert à montrer que sous l'action conjuguée de la vitesse des lames, de leur espacement, de la position de cet espacement et des pauses de faisceau, on peut obtenir une carte de dose planaire conforme à celle calculée par le système de planification de traitement. Pour ce test, il faut se placer dans des conditions extrêmes (p. ex., les plus hauts degrés de modulation utilisés en clinique pour chaque paire de lames). Une autre solution acceptable pour ce test est une mesure préclinique régulière (plus fréquente que chaque mois) de champs d'IMRT dynamique. Les seuils de tolérance et d'intervention sont spécifiés avec l'indice gamma comme métrique pour la comparaison entre les cartes de dose mesurées et planifiées. Les cartes de doses sont définies avec un seuil de dose de la région d'intérêt fixé à 10 % du maximum. Les différences de dose relatives sont globales, c'est-à-dire calculées par rapport à la dose maximale⁽¹⁰⁾. La résolution du détecteur doit être suffisante pour pouvoir déterminer la performance de chaque lame. De même que pour tous les autres tests, les seuils de tolérance et d'intervention peuvent être abaissés si l'utilisateur le juge utile.
- ML19 On vérifie ici le synchronisme de tous les paramètres dynamiques pendant un arc. Ceux-ci peuvent être évalués soit de manière indépendante, en sélectionnant certains des tests décrits par Ling et coll.⁽¹¹⁾ et par Bedford et Warrington⁽¹²⁾, soit en délivrant un même plan de VMAT standard, de complexité appropriée, comme pour ML18. Les seuils de tolérance et d'intervention font référence à la cohérence de la dose délivrée à divers débits de dose, vitesses de bras et vitesses des lames. Les seuils de tolérance devraient être fixés selon les performances de l'accélérateur linéaire, tandis que les seuils d'intervention devraient être fixés afin d'obtenir une exactitude globale cohérente avec les autres tests mensuels (environ 3 %/2 mm de la référence).
- ML20 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	
		Tolérance	Intervention
Annuel			
AL1	Reproductibilité des profils	2 %	3 %
AL2	Reproductibilité des rendements en profondeur	1 %	2 %
AL3	Dosimétrie de référence	1 %	2 %
AL4	Reproductibilité des facteurs de débit relatifs	1 %	2 %
AL5	Reproductibilité des facteurs de transmission des filtres en coin	1 %	2 %
AL6	Reproductibilité des facteurs de transmission des accessoires	1 %	2 %
AL7	Reproductibilité des profils filtrés	1 %	2 %
AL8	Reproductibilité des profils et des débits en fonction de l'angle de bras	1 %	2 %
AL9	Linéarité des chambres moniteurs	1 %/1 UM	2 %/2 UM
AL10	Non-linéarité des unités moniteur	0,5 UM	1 UM
AL11	Isocentre radiatif du collimateur	1 mm	2 mm
AL12	Isocentres mécanique et radiatif du bras	1 mm	2 mm
AL13	Isocentre radiatif de la table	1 mm	2 mm
AL14	Coïncidence des isocentres mécanique et radiatif	1 mm	2 mm
AL15	Coïncidence des axes de rotation	1 mm	2 mm
AL16	Fléchissement de la table	3 mm	5 mm
AL17	Transmission des lames (à toutes les énergies)	1 %	2 %
AL18	Transmission interlame (à toutes les énergies)	2 %	3 %
AL19	Transmission des lames aboutées	2 %	3 %
A20	Alignement des lames du MLC avec les mâchoires	0,5 °	1°
A21	Écart dosimétrique des lames	0,2 mm	0,3 mm
AL22	Vérification indépendante du contrôle de la qualité	complet	

Notes sur les tests annuels

- AL1 Ce test sert à vérifier qu'un sous-ensemble des profils de dose dans les directions x et y et avec un angle de bras de 0° sont en accord avec les mesures dans le fantôme d'eau prises lors de la mise en service. Les seuils de tolérance et d'intervention font référence aux différences avec les profils de référence ou de mise en service. Les mesures doivent être faites pour toutes les énergies de faisceau cliniques.
- AL2 Les mesures de rendement en profondeur (ou de rapport tissu-fantôme) nécessaires aux protocoles d'étalonnage sont aussi utilisées pour vérifier l'accord avec les mesures de référence (ou de mise en service) dans l'eau. Les seuils de tolérance et d'intervention font référence aux différences avec les profils de référence ou de mise en service. Les mesures doivent être faites pour toutes les énergies de faisceau cliniques.
- AL3 Il faut faire chaque année un étalonnage complet du débit de référence pour chaque énergie de photons et d'électrons utilisée en clinique, et selon un protocole d'étalonnage internationalement reconnu (p. ex., le protocole du TG-51 de l'AAPM⁽¹³⁾). Il faut aussi vérifier l'indépendance du débit de référence par rapport au débit de dose (fréquence de répétition de l'impulsion) pour toutes les énergies de faisceau cliniques.
- AL4 Un sous-ensemble approprié des facteurs de débit relatif est mesuré et doit être en accord avec les mesures de la mise en service.
- AL5 Les facteurs de transmission des filtres en coin (le cas échéant) sont mesurés et doivent être en accord avec les mesures de la mise en service.
- AL6 Les facteurs de transmission sont mesurés et doivent être en accord avec les mesures de la mise en service. Les mesures sont à la discrétion du physicien médical. Les accessoires dont on peut démontrer que la composition et les dimensions n'ont pas changé depuis une mesure antérieure n'ont pas besoin d'être mesurés à nouveau.
- AL7 Ce test s'applique aux filtres simulés par le mouvement d'une mâchoire (filtres dynamiques et virtuels) et aux filtres universels (Elekta). Il vise à confirmer que, pour tous les filtres en coin utilisés en clinique, les profils des champs filtrés sont en accord avec les données de référence le long de la partie centrale couvrant 80 % de la largeur de ces profils.
- AL8 Ce test consiste à vérifier que la dose de référence est indépendante de l'angle du bras. Cela nécessite de mesurer la dose de référence dans des conditions identiques (p. ex., avec le détecteur sous la même épaisseur de matériau à chaque angle), et la différence de la dose par rapport à celle mesurée avec le bras à 0° doit rester à l'intérieur des limites spécifiées. En plus du débit sur l'axe central, des profils de dose doivent être mesurés à trois angles de bras : 0°, 90° et 270°. Les mesures doivent être faites pour toutes les énergies de faisceau cliniques.

- AL9,10 À partir d'une série de mesures de radiation avec différents nombres d'unités moniteurs, on doit déterminer la linéarité de la chambre moniteur, ainsi que la non-linéarité à l'origine (nombre d'UM à l'intersection de la droite de régression linéaire avec l'axe des abscisses). La plus grande de la valeur en pourcentage ou de la valeur absolue est le résultat à prendre en compte. Les mesures doivent être faites pour toutes les énergies de faisceau cliniques.
- AL11 Habituellement effectué avec la technique des irradiations en étoile (*star pattern*), ce test sert à déterminer le diamètre du cercle qui contient l'isocentre du linac lorsqu'on tourne le collimateur à différents angles couvrant toute sa gamme de mouvement. Le diamètre doit être à l'intérieur des limites spécifiées.
- AL12 Ce test sert à déterminer le diamètre des isocentres mécanique et radiatif définis par la rotation du bras sur toute sa plage de mouvement. Chaque diamètre doit être à l'intérieur des limites spécifiées.
- AL13 Ce test sert à déterminer le diamètre de l'isocentre radiatif défini par la rotation de la table sur toute sa plage de mouvement. Le diamètre doit être à l'intérieur des limites spécifiées.
- AL14 Dans ce test, on mesure l'écart entre les axes de rotation (mécanique et radiatif) de l'ensemble collimateur-MLC et de la table et cet écart doit être sous le seuil de tolérance spécifié.
- AL15 Les trois axes de rotation (collimateur et MLC, table, bras) doivent se croiser à l'intérieur d'une sphère du diamètre spécifié.
- AL16 Le fléchissement de la table est déterminé en mesurant le déplacement du plan de table lorsque celle-ci est chargée et placée au moins à 30 cm longitudinalement au-delà de l'isocentre. La charge est celle d'un patient moyen (environ 70 kg), distribuée sur la table ou placée au centre. Les seuils de tolérance et d'intervention sont définis relativement au déplacement du plan de table mesuré lors de la mise en service.
- AL17 Dans ce test, on mesure la transmission maximale et moyenne des lames du MLC à toutes les énergies de photons et on compare ces valeurs à celles obtenues à la mise en service ou celles importées dans le système de planification de traitement. Les seuils de tolérance et d'intervention sont définis relativement aux mesures de la mise en service.
- AL18 Dans ce test, on mesure la radiation de fuite maximale et moyenne entre lames adjacentes fermées du MLC, pour toutes les énergies de photons, et on compare cette radiation à celle mesurée lors de la mise en service ou importée dans le système de planification de traitement. Les seuils de tolérance et d'intervention sont définis relativement aux mesures de la mise en service.

- AL19 Dans ce test, on mesure la radiation de fuite maximale et moyenne entre chaque paire de lames aboutées du MLC, pour toutes les énergies de photons, et on compare cette radiation à celle mesurée lors de la mise en service ou importée dans le système de planification de traitement. Les seuils de tolérance et d'intervention sont définis relativement aux mesures de la mise en service.
- AL20 Utiliser un agencement des lames où une lame de chaque banc est placée en travers du champ. Il faut vérifier que chaque bord de lame est parallèle au bord de la mâchoire fixe ou de la mâchoire du collimateur.
- AL21 Un test de la séparation dynamique des lames (aussi appelé écart dosimétrique des lames) est effectué pour vérifier l'accord avec les mesures de référence. Au minimum, il faut utiliser une méthode avec un détecteur (p. ex., une chambre d'ionisation), mais on peut aussi employer d'autres méthodes qui permettent de calculer des facteurs pour chaque paire de lames. La valeur mesurée doit être cohérente et sous le seuil de tolérance aux quatre angles de bras principaux.
- AL22 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

Le PCQR souhaite remercier les nombreuses personnes qui ont participé à l'élaboration de ce code de pratique, notamment : Kevin Diamond, Laurent Tantôt 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^{er} mai 2016]. Disponible : <http://www.pcqr.ca/programmes/contrôle-de-la-qualité-technique>
2. Podgorsak EB, Metcalfe P, Van Dyk J. Medical accelerators. 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. 349–435.
3. Commission électrotechnique internationale. IEC 60976 : Appareils électromédicaux – accélérateurs médicaux d'électrons – caractéristiques fonctionnelles de performance. 2e éd. Genève (CH): La Commission; 2007.
4. Karzmark CJ, Morton RJ. A primer on theory and operation of linear accelerators in radiation therapy. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 1998.
5. Metcalfe P, Kron T, Hoban P. The physics of radiotherapy x-rays from linear accelerators. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 1997.
6. Boyer AL. Basic application of a multileaf collimator. Dans : Mackie TR, Palta JR, rédacteurs. Teletherapy: present and future. 1re éd. Madison (WI): Advanced Medical Publishing; 1996. p. 403–44.
7. Boyer AL, Biggs P, Galvin J, Klein E, LoSasso T, Low D, Mah K, Yu C. Basic applications of multileaf collimators – report of Task Group no. 50, Radiation Therapy Committee, AAPM report no. 72. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 2001.
8. Boyer AL, Xing L, Xia P. Beam shaping and intensity modulation. 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. p. 437–79.
9. 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.
10. Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE, Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1993;26(2),261–73.

11. Ling CC, Zhang P, Archambault Y, Bocanek J, Tang G, Losasso T. Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008;72(2):575–81.
12. Bedford JL, Warrington AP. Commissioning of volumetric modulated arc therapy (VMAT). *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2009;73(2):537–45.
13. 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.