

Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie  
Codes de pratique du contrôle technique de la qualité  
pour les centres canadiens de radiothérapie

---

Principal équipement de dosimétrie

Document d'orientation présenté au nom de  
l'Association canadienne de radio-oncologie,  
l'Organisation canadienne des médecins, et  
l'Association canadienne des technologues en radiation médicale et  
du Partenariat canadien contre le cancer

28 février 2015

MDE.2015.02.02FR

[www.comp-ocpm.ca](http://www.comp-ocpm.ca)



**CPQR**  
Canadian Partnership for  
Quality Radiotherapy  
**PCQR**  
Partenariat canadien pour  
la qualité en radiothérapie

## Préface

Le Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie (PCQR) est une alliance formée des 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), l'Association canadienne des technologues en radiation médicale (ACTRM) et le Partenariat canadien contre le cancer (PCCC). 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, intitulé *Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie – Principal équipement de dosimétrie*, fait partie d'une série de documents portant sur le contrôle de la qualité qui décrivent les objectifs de performance précis que l'équipement ou la technologie devrait atteindre, de même que les critères qui devraient être respectés, afin de s'assurer que le degré de qualité des traitements de radiothérapie est acceptable. Cette série de documents s'appuie sur un ensemble de normes rédigées par l'Association canadienne des agences provinciales du cancer (ACAPC) et couramment appelées « normes CAPCA » (Dunscombe, 2007). Les présents codes de pratique ont préséance sur ces normes et visent à donner des consignes pour une utilisation sûre et uniforme de l'équipement et des technologies associés à la radiothérapie. Ils ne sont pas conçus pour établir la norme minimale qui doit être respectée dans chaque établissement de radiothérapie ni pour former un volet obligatoire du programme d'accréditation d'un établissement. Les *Codes de pratique du contrôle technique de la qualité* sont créés par des experts en physique médicale qui s'inspirent des normes et des codes de pratique en vigueur et de pointe en matière d'essais de performance. En collaboration avec le Comité consultatif pour l'assurance qualité et la radioprotection (QARSAC) de l'OCPM, des experts examinateurs travaillent sur les éléments techniques du document. Celui-ci est ensuite approuvé par l'OCPM puis ratifié par le PCQR. Les activités de radioprotection menées dans les établissements de radiothérapie sont décrites en détail dans un document d'orientation complémentaire du PCQR intitulé *Code de pratique de l'assurance de la qualité pour les programmes canadiens de radiothérapie* (PCQR, 2013). Ce document vise à établir un point de référence pour mesurer les réalisations dans les domaines de la qualité et de la sûreté, ainsi qu'à décrire les indicateurs clés de qualité pour l'évaluation des programmes. Il reflète un point de vue consensuel sur les connaissances les plus récentes sur la qualité et la sûreté en matière de radiothérapie. Ce document complémentaire, la série de *Codes de pratique du contrôle technique de la qualité* (disponibles au [www.comp-ocpm.ca](http://www.comp-ocpm.ca)) et les *Directives de gestion des incidents pour les programmes canadiens de radiothérapie* (à paraître) sont des documents évolutifs que le PCQR examine et révise à intervalles réguliers pour qu'ils conservent leur pertinence dans le milieu de la radiothérapie au Canada.

Les documents du PCQR appartiennent conjointement aux organisations professionnelles nationales œuvrant dans le domaine de radiothérapie au Canada : l'ACRO, l'OCPM, l'ACTRM et le PCCC. Même si le PCQR est responsable de l'administration de la série de *Codes de pratique du contrôle technique de la*

## Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie

### Principal équipement de dosimétrie

*qualité*, c'est l'OCPM qui prend les décisions concernant les changements apportés au contenu. Ces décisions sont prises en étroite collaboration avec le comité directeur et les partenaires du PCQR.

Toutes les demandes de renseignements concernant les documents du PCQR, y compris les demandes de clarification doivent être adressées au Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie, aux soins d'EDG Consulting, 68 Ironstone Drive, Red Deer (Alberta) T4R 0C1. Toutes les questions seront examinées par le comité directeur du PCQR.

Les demandes d'interprétation devraient :

- énoncer la question ou le problème et renvoyer au paragraphe du document dont il est question;
- fournir une explication concernant toute situation particulière en rapport à la demande;
- si possible, être rédigées de façon à ce que l'on puisse y répondre précisément par l'affirmative ou par la négative.

### Expert examinateur

Gérard Lagmago Kamta

Centre de santé et de services sociaux Champlain–Charles-Le Moyne

Greenfield Park, Québec

### Traducteur

Laurent Tantôt

Hôpital Maisonneuve-Rosemont

Montréal, Québec

### Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie

Membres du comité directeur 2015

Nom	Adresse	Organisation
Crystal Angers	Hôpital d'Ottawa Ottawa (Ont.)	OCPM
Louise Bird	Wawota (Sask.)	Représentant des patients
Jean-Pierre Bissonnette	Princess Margaret Cancer Centre Toronto (Ont.)	OCPM
Michael Brundage	Université Queens Kingston (Ont.)	ACRO
Amanda Caissie	Hôpital régional de Saint John Saint John (N.-B.)	ACRO
Carol-Anne Davis	Nova Scotia Cancer Centre Halifax (N.-É.)	ACTRM

**Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie  
Principal équipement de dosimétrie**

Eshwar Kumar	Réseau du cancer du Nouveau-Brunswick Fredericton (N.-B.)	ACAPC
Brian Liszewski	Sunnybrook Health Sciences Centre Toronto (Ont.)	ACTRM
Kyle Malkoske	Simcoe Muskoka Regional Cancer Centre Barrie (Ont.)	OCPM
Michael Milosevic (président)	Princess Margaret Cancer Centre Toronto (Ont.)	ACRO
Gunita Mitera	Partenariat canadien contre le cancer Toronto (Ont.)	PCCC
Lianne Wilson	Port Coquitlam (C.-B.)	Représentant des patients

**Organisation canadienne des médecins médicaux**

Comité consultatif pour l'assurance qualité et la radioprotection (QARSAC) 2014

<b>Nom</b>	<b>Adresse</b>
Jean-Pierre Bissonnette	Princess Margaret Cancer Centre Toronto (Ont.)
Kevin Diamond	Juravinski Cancer Centre Hamilton (Ont.)
Normand Frenière	Centre de santé et de services sociaux de Trois-Rivières Centre hospitalier régional Trois-Rivières (Qc)
John Grant	Cape Breton Cancer Centre Sydney (N.-É.)
Kyle Malkoske	Simcoe Muskoka Regional Cancer Centre Barrie (Ont.)
Natalie Pomerleau-Dalcourt	Centre d'oncologie Dr-Léon-Richard Moncton (N.-B.)
L. John Schreiner	Cancer Centre of Southeastern Ontario Kingston (Ont.)
Laurent Tantôt	Hôpital Maisonneuve-Rosemont Montréal (Qc)
Eduardo Villarreal-Barajas	Université de Calgary Calgary (Alb.)

## Sigles et définitions

<b>Sigles</b>	
AAPM	American Association of Physicists in Medicine (Association américaine des physiciens en médecine)
ACAPC	Association canadienne des agences provinciales du cancer
ACRO	Association canadienne de radio-oncologie
ACTRM	Association canadienne des technologues en radiation médicale
AIEA	Agence internationale de l'énergie atomique
CNRC	Conseil national de recherche Canada
CCPM	Collège canadien des physiciens en médecine
CCSN	Commission canadienne de sûreté nucléaire
DTA	Distance d'accord (Distance to agreement)
DTL	Dosimètre à thermoluminescence
IPEM	Institute of Physics and Engineering in Medicine (Institut de physique et d'ingénierie en médecine)
MOSFET	Transistor à effet de champ à grille métal-oxyde (Metal-oxide semiconductor field-effect transistor)
NIST	National Institute of Standards and Technology (Institut national de normes et de technologie)
OCPM	Organisation canadienne des physiciens médicaux
OSL	Luminescence stimulée optiquement (Optically-stimulated luminescence)
PCCC	Partenariat canadien contre le cancer
PCQR	Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie
QARSAC	Comité consultatif pour l'assurance de la qualité et la radioprotection (Quality Assurance and Radiation Safety Advisory Committee)
RTF	Rapport tissu-fantôme
RTMI	Radiothérapie à modulation d'intensité
SFD	Dosimètre à fibres optiques scintillantes (Scintillating fiber dosimeter)
TPS	Système de planification de traitement (Treatment planning system)

**Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**  
**Principal équipement de dosimétrie**

<b>Définitions</b>	
Établissement de radiothérapie	Lieu où la radiothérapie est administrée.
Expert examinateur	Physicien médical chargé de la mise au point des essais techniques et de l'établissement des objectifs de performance de la technologie ou de l'équipement décrits dans le document portant sur les codes de pratique à ce sujet.
Organisation	L'hôpital, le centre de cancérologie ou l'établissement où se déroule le programme de radiothérapie.
Physicien médical qualifié	Physicien médical accrédité en physique de la radio-oncologie par le Collège canadien des physiciens en médecine (CCPM) ou titulaire d'une accréditation équivalente.
Physicien superviseur	Physicien médical qualifié responsable d'assurer le respect du programme local de contrôle de la qualité, de tenir à jour les documents appropriés, de prendre des mesures correctives adéquates et de communiquer avec les autres membres de l'équipe de radiothérapie en ce qui concerne l'état de fonctionnement de l'équipement.
Programme de radiothérapie	Le personnel, l'équipement, les systèmes d'information, les politiques et procédures et les activités nécessaires pour que la radiothérapie soit prodiguée de façon sûre et conforme aux codes de pratique fondés sur des données probantes ou relatifs aux pratiques exemplaires.

## **Table des matières**

Préface .....	2
Expert examinateur.....	3
Traducteur.....	3
Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie .....	3
Organisation canadienne des physiciens médicaux .....	4
Sigles et définitions .....	5
1. Introduction .....	8
2. Objectifs et critères relatifs à la performance .....	9
3. Description du système.....	10
3.1. Chambres d'ionisation et dosimètres pour la dosimétrie de référence .....	10
3.2. Détecteurs pour la dosimétrie courante.....	10
3.3. Instruments de mesure de base .....	11
3.4. Explorateurs de fantôme d'eau automatisés.....	11
3.5. Appareils d'assurance de la qualité des machines.....	11
3.6. Appareils d'assurance de la qualité des traitements .....	12
3.7. Fantômes .....	12
4. Essais d'acceptation et mise en service .....	12
5. Contrôle de la qualité de l'équipement .....	13
6. Documents .....	15
7. Essais de contrôle de la qualité – Principal équipement de dosimétrie .....	16
Bibliographie .....	27

## **1. Introduction**

Environ 50 % des nouveaux cas de cancer requièrent des traitements par radiothérapie à un moment ou un autre de la gestion de la maladie (Delaney, 2005). En 2014, on estime à 191 300 le nombre de nouveaux cas de cancer au Canada (Société canadienne du cancer, 2014) et à 118 350 le nombre de cycles de traitements de radiothérapie administrés (données du sondage 2013 de l'ACRO sur la charge de travail annuelle des programmes canadiens de radiothérapie [ACRO, 2013]). On dénombre actuellement plus de 40 établissements de radiothérapie au Canada. Dans l'ensemble des provinces et territoires, le traitement du cancer est financé par le gouvernement provincial ou territorial. En fonction de son énergie et d'autres critères, le matériel de radiothérapie est soit agréé par la Commission canadienne de sûreté nucléaire (CCSN), soit enregistré auprès de l'autorité provinciale compétente. Certaines formes de traitement par radiation sont administrées à l'extérieur des établissements de radiothérapie. Par exemple, les services de médecine nucléaire ont recours à des sources de radiation non scellées, et des blocs opératoires ou des programmes d'intervention spécialisés offrent des traitements de radiothérapie pour les indications bénignes. Le présent document s'applique à la technologie ou aux pièces d'équipement particulières utilisées dans les établissements de radiothérapie.

Il vise à décrire les objectifs de performance précis que l'équipement ou la technologie devrait atteindre, de même que les critères de sûreté qui devraient être respectés, afin d'assurer que le degré de qualité des traitements est acceptable. Le document établit également la fréquence à laquelle les essais recommandés devraient être effectués. Il ne contient aucune recommandation concernant la façon dont les essais en question devraient être menés. Il incombe au physicien superviseur de s'assurer que le matériel de contrôle et les procédures d'essais de l'établissement sont assez sensibles pour garantir le respect des critères énoncés dans le document. Le présent code de pratique, qui fait partie de la série des documents d'orientation du PCQR comprenant le *Code de pratique de l'assurance de la qualité pour les programmes canadiens de radiothérapie* (PCQR, 2013) et les *Directives de gestion des incidents pour les programmes canadiens de radiothérapie* (à paraître), vise non pas à remplacer des spécifications détaillées, des procédures d'opération normalisées ou les politiques d'un centre, mais plutôt à appuyer les mesures de sûreté de l'équipement par l'élaboration et le maintien d'une stratégie nationale d'assurance de la qualité en radiothérapie. L'objectif final des documents est d'offrir à tous les Canadiens une radiothérapie de qualité supérieure en tant qu'élément intégré à la démarche globale de traitement du cancer et de minimiser les risques d'erreurs médicales ou de résultats cliniques indésirables. La responsabilité à l'égard de la mise en œuvre des programmes d'assurance de la qualité et de la surveillance des indicateurs de qualité devrait être assumée aux plus hauts échelons des organisations de traitement du cancer et des organismes provinciaux de lutte contre le cancer.



## **2. Objectifs et critères relatifs à la performance**

Les objectifs et les critères d'évaluation de la performance de l'équipement et des technologies de radiothérapie sont répartis dans plusieurs catégories :

- **Fonctionnalité** – Les systèmes et sous-systèmes de l'équipement pour lesquels les critères de performance sont dits « fonctionnels » sont en bon état de marche ou non. Ces systèmes sont souvent associés aux dispositifs de sûreté de l'équipement ou de l'installation. L'exploitation d'un établissement où un essai de fonctionnalité a échoué pourrait exposer les patients et le personnel à des conditions dangereuses.
- **Reproductibilité** – Les résultats des contrôles de qualité courants dont la reproductibilité est le critère sont comparés aux résultats de référence de l'unité aux essais d'acceptation ou de mise en service. Des seuils de tolérance et d'intervention devraient être établis pour des paramètres quantifiables.
- **Exactitude** – Les essais de contrôle de qualité qui servent à mesurer l'exactitude sont conçus pour évaluer l'écart d'un paramètre mesuré à sa valeur prévue ou établie. Il pourrait s'agir, par exemple, d'un essai visant à quantifier l'exactitude positionnelle d'un gabarit.
- **Caractérisation et documentation** – Dans certains cas, il est nécessaire de prendre des mesures pour caractériser la performance d'une pièce d'équipement avant de pouvoir l'utiliser de façon clinique. C'est le cas, par exemple, de la mesure de l'efficacité de collecte des ions dans une chambre à ionisation.
- **Complétude** – L'utilisation de ce terme est réservée à l'examen périodique des procédures, des analyses et des documents relatifs au contrôle de la qualité.

En ce qui concerne les quantités mesurables, on devrait définir des seuils de tolérance et d'intervention :

- **Seuil de tolérance** – Si le paramètre de performance est mesurable, on établit un seuil de tolérance. Si l'écart entre la valeur mesurée et la valeur prévue ou établie est égal ou inférieur au seuil de tolérance énoncé, il n'y a aucune autre mesure à prendre relativement au paramètre de performance en question.
- **Seuil d'intervention** – Si la différence entre la valeur mesurée et la valeur prévue ou établie est supérieure au seuil d'intervention, il faut immédiatement intervenir. L'intervention idéale remettra le système dans un état de fonctionnement conforme à tous les seuils de tolérance. S'il n'est pas possible d'obtenir ce résultat immédiatement, l'utilisation de l'équipement devra être limitée aux situations cliniques où l'incidence de l'écart de performance observé est comprise et jugée nulle ou cliniquement acceptable. La décision concernant l'intervention appropriée est prise par le physicien superviseur, conjointement avec les utilisateurs de l'équipement et d'autres personnes, s'il y a lieu.

Si la différence entre la valeur mesurée et la valeur prévue ou établie se situe entre le seuil de tolérance et le seuil d'intervention, plusieurs mesures peuvent être prises. S'il s'agit d'un problème simple et facile à régler, les mesures correctives devraient être prises immédiatement. On peut également choisir de

## **Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**

### **Principal équipement de dosimétrie**

reporter la mesure corrective jusqu'à la prochaine période d'entretien planifié (comme énoncé dans les critères d'essai applicables). Il faudrait alors décider de surveiller la performance du paramètre en question pendant quelque temps et de ne pas prendre de décision jusqu'à ce que le comportement du paramètre soit confirmé. Cette décision devrait être prise par le physicien superviseur, conjointement avec les utilisateurs de l'équipement et d'autres personnes, s'il y a lieu.

Il est important de consigner les performances de l'équipement, et ce sujet est abordé dans le présent document. À la fin d'une série d'essais de contrôle de la qualité, il est essentiel d'informer les utilisateurs de l'équipement de son état. Si les performances respectent les seuils de tolérance, un compte-rendu verbal est suffisant; toutefois, si au moins un des paramètres ne respecte pas les critères relatifs au seuil d'intervention établi dans le document et qu'il est impossible de prendre des mesures correctives immédiatement, il faudra informer par écrit les utilisateurs de l'équipement des conditions dans lesquelles l'équipement devrait être utilisé. Les cas où la performance respecte les seuils d'intervention, mais pas les seuils de tolérance décrits, devraient être communiqués de vive voix ou par écrit, selon les paramètres en question et le personnel concerné. Les personnes concernées devront faire preuve de discernement pour prendre cette décision.

### **3. Description du système**

#### **3.1. Chambres d'ionisation et dosimètres pour la dosimétrie de référence**

La dose absorbée dans l'eau au point de référence dans les conditions de référence, telles que spécifiées dans les protocoles de dosimétrie dédiés (p. ex. : TG-51 [Almond, 1999] et TG-61 [Ma, 2001] de l'AAPM; TRS-398 [AIEA, 2000] de l'AIEA), est déterminée à l'aide d'une chambre d'ionisation couplée à un électromètre. Les étalons locaux ou secondaires sont des couples de chambres d'ionisation et d'électromètres ayant un coefficient d'étalonnage pour la dose absorbée directement traçable à un laboratoire de dosimétrie détenant un étalon primaire (p. ex. : le Conseil national de recherches Canada [CNRC], le National Institute of Standards and Technology [NIST]) ou à un laboratoire accrédité d'étalonnage dosimétrique. Il est recommandé de posséder ces instruments en redondance afin d'assurer le maintien de la traçabilité pendant et juste après leur étalonnage dans un laboratoire d'étalonnage dosimétrique (TG-51 [Almond, 1999]; TG-61 [Ma, 2001]; TRS-398 [AIEA, 2000]). Ces étalons secondaires composés d'une chambre d'ionisation et d'un électromètre couplés sont à la base d'une administration de dose exacte et on les garde généralement à l'écart d'une utilisation courante en clinique. Les mesures de dose courantes et l'étalonnage des appareils de thérapie sont habituellement effectués avec des chambres et des électromètres courants contre-étalonnés avec l'étalon secondaire.

#### **3.2. Détecteurs pour la dosimétrie courante**

Les détecteurs pour la dosimétrie courante servent à mesurer la dose délivrée par une source de radiation afin de s'assurer, de façon courante, de la stabilité de l'unité. Après les avoir contre-étalonnés, on peut aussi les utiliser pour mesurer la dose absolue délivrée à un patient ou dans un fantôme. Parmi ces détecteurs, on compte les chambres d'ionisation, les diodes, les dosimètres à thermoluminescence (DTL),

## **Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**

### **Principal équipement de dosimétrie**

les transistors à effet de champ à grille métal-oxyde (MOSFET), les dosimètres à luminescence optiquement stimulée (OSL), les dosimètres à fibres optiques scintillantes, les films radiographiques (TG-69 [Pai, 2007] de l'AAPM) et les films radiochromiques (TG-55 [Niroomand-Rad, 1998] de l'AAPM). Ces deux types de films font couramment partie intégrante de l'assurance de la qualité des plans de radiothérapie à modulation d'intensité (RTMI) et de radiochirurgie stéréotaxique.

### **3.3. Instruments de mesure de base**

La plupart des étalons secondaires et détecteurs courants sont des chambres d'ionisation aérées, et sont donc sujets aux conditions atmosphériques. On utilise par conséquent des thermomètres, baromètres et hygromètres pendant les mesures dosimétriques de référence. Les vérifications de distance élémentaires sont faites avec une règle de qualité ou un pied à coulisse. Un chronomètre de qualité est utilisé pour les mesures de temps. Un niveau à bulle (avec ou sans affichage numérique des angles) pourrait aussi être utile pour mettre à niveau un explorateur de fantôme d'eau ou d'autres fantômes et appareils de mesures. On peut utiliser un niveau laser autonivelant capable de projeter deux lignes perpendiculaires afin de vérifier l'horizontalité et la verticalité des lasers des salles.

### **3.4. Explorateurs de fantôme d'eau automatisés**

Les explorateurs de fantômes d'eau automatisés comprennent un bassin d'eau et un mécanisme pour attacher un détecteur de radiation et le déplacer à travers le faisceau. Le déplacement et les mesures par le détecteur peuvent être effectués sur la verticale uniquement (bassin d'eau 1D), ou bien de manière plus sophistiquée dans deux (bassin d'eau 2D) ou trois dimensions (bassin d'eau 3D). Alors que les bassins 1D sont surtout utilisés pour placer la chambre à un point de référence désiré lors de la dosimétrie de référence en clinique (TG-51 [Almond, 1999]; TG-61 [Ma, 2001]; TRS-398 [AIEA, 2000]), les bassins 3D sont utilisés pour l'acquisition des données de faisceau lors de l'acceptation et la mise en service des machines de radiothérapie. On les utilise aussi régulièrement pour contrôler les paramètres de faisceau tels que la planéité, la symétrie, le rendement en profondeur, les facteurs hors axe et l'énergie. Certains de ces systèmes sont aussi capables de suivre une isodose en temps réel et de mesurer des faisceaux dynamiques. Ils sont accompagnés d'outils logiciels pour tracer et analyser les données mesurées et leur faire subir des transformations (décalage, redimensionnement, déplacement, lissage, etc.), ainsi que pour convertir les rendements d'ionisation en rendements de dose selon plusieurs protocoles (TG-51 [Almond, 1999]; TG-70 [Gerbi, 2009]). Il existe aussi des bassins 3D plus petits qui peuvent se loger dans l'anneau d'une unité de tomothérapie ou qui sont adaptés spécifiquement pour mesurer les rapports tissu-fantôme (RTF) de champs stéréotaxiques; ces bassins sont sujets aux mêmes essais de contrôle de la qualité que les plus grands bassins.

### **3.5. Appareils d'assurance de la qualité des machines**

Les paramètres de faisceau de mégavoltage, tels que le débit de référence, la taille de champ, la planéité, la symétrie, l'énergie et la constance du faisceau, peuvent être mesurés couramment avec un choix d'appareils plus pratiques qu'un explorateur de fantôme d'eau. Ces appareils peuvent comporter une ou

## **Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**

### **Principal équipement de dosimétrie**

plusieurs matrices bidimensionnelles de diodes ou de chambres d'ionisation, et peuvent être accompagnés d'un logiciel pour le traitement, l'analyse et le suivi des données mesurées. Ils sont faciles à mettre en place et à utiliser, et leur structure de plusieurs détecteurs (diodes ou chambres) les rend capables d'effectuer le contrôle de la qualité de nouvelles technologies telles que les faisceaux à filtre dynamique ou les faisceaux de RTMI (TG-119 [Ezzel, 2009]; TG-120 [Low, 2011]).

### **3.6. Appareils d'assurance de la qualité des traitements**

La norme de soin des patients traités en RTMI statique ou en arc implique de vérifier que le faisceau est délivré pendant le traitement de façon exacte et précise. Généralement, on aborde ce problème en utilisant un fantôme; le plan de traitement est transféré sur un fantôme contenant des détecteurs et la dose dans le fantôme est recalculée par le système de planification de traitement (TPS), puis le plan est administré sur le fantôme et la dose est mesurée pour la comparer à celle calculée. Divers appareils conçus pour le contrôle de la qualité préclinique consistent en une matrice 2D ou 3D de diodes ou de chambres d'ionisation, et sont couplés à du matériel et un logiciel additionnels pour l'acquisition et le traitement des données ainsi que la comparaison de la dose mesurée à la dose planifiée. De plus, certaines matrices 2D ont des caractéristiques leur permettant d'effectuer le contrôle de la qualité des machines et il existe des accessoires pour les monter sur le bras du linac.

### **3.7. Fantômes**

Si, en dosimétrie clinique de référence, on utilise un fantôme d'eau, pour les mesures courantes on utilise plutôt des fantômes solides. Ces accessoires peuvent être faits d'un matériau ayant des propriétés d'absorption de la radiation et des coefficients d'interaction avec celle-ci similaires à l'eau, ou bien d'autres matériaux simulant l'os, le poumon ou le muscle, ou encore de l'acrylique. Un fantôme peut avoir une forme de plaque ou une forme anthropomorphique. Les fantômes anthropomorphiques sont souvent conçus pour permettre d'y introduire des DTL, des MOSFET ou des films. Il existe aussi des fantômes dynamiques avec diverses formes de mouvement des détecteurs ou de la cible pour vérifier les capacités de l'imagerie 4D ou du traitement asservi à la respiration.

## **4. Essais d'acceptation et mise en service**

Le principal équipement de dosimétrie nécessite rarement beaucoup d'essais d'acceptation ou de mise en service. Toutefois, les explorateurs de fantôme d'eau automatisés nouvellement acquis ou ayant subi une importante mise à niveau doivent subir des essais d'acceptation et une mise en service avant d'être utilisés en clinique.

Les essais d'acceptation ont trois objectifs :

- S'assurer que l'appareil est conforme aux spécifications du fournisseur;
- S'assurer que l'appareil est conforme aux spécifications énoncées dans le dossier d'appel d'offres;
- Familiariser le client avec le fonctionnement de l'appareil.

## **Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**

### **Principal équipement de dosimétrie**

Les codes de pratique relatifs aux essais d'acceptation de la technologie ou de l'équipement décrits dans le présent document devraient correspondre aux objectifs et aux critères de contrôle de la qualité courant. Plus particulièrement, rien ne saurait justifier qu'un système neuf ou mis à niveau et les systèmes de sécurité qui s'y rattachent ne respectent pas les seuils de tolérance décrits dans le document (tableaux 1 à 7). Les essais effectués sur tous les systèmes et sous-systèmes de la technologie ou de l'équipement décrits doivent être inclus. Ces essais devraient être menés ou supervisés par un physicien médical qualifié.

Le respect des codes de pratique établis dans les tableaux 1 à 7 doit être démontré et documenté, conformément ou non au protocole du fournisseur concernant les essais d'acceptation, et avant la mise en service clinique de l'équipement ou de la technologie. En outre, un sous-ensemble approprié d'essais d'acceptation devra être effectué après toute réparation ou intervention d'entretien préventif de l'équipement. Un physicien médical qualifié devra déterminer l'étendue des essais requis.

En général, le terme « mise en service » désigne l'acquisition de données mesurées supplémentaires d'une unité après que la plupart des essais d'acceptation ont été effectués et dans les deux buts suivants :

- Permettre les calculs subséquents du fonctionnement et de la performance, notamment en ce qui concerne la dose de radiation;
- Établir des paramètres de référence pour le futur programme de contrôle de la qualité.

Il est essentiel que tous les essais figurant dans les tableaux 1 à 7 soient effectués au moment de la mise en service à l'aide du matériel de contrôle et des protocoles d'essai de l'établissement afin que des valeurs de référence valables puissent être établies pour le contrôle de la qualité. Toutes les données de la mise en service devraient faire l'objet d'une double vérification indépendante et, s'il y a lieu, une vérification externe de la dosimétrie devrait être effectuée.

## **5. Contrôle de la qualité de l'équipement**

Le but d'un programme de contrôle de la qualité est de s'assurer que les normes de fonctionnement d'une unité, qui étaient considérées comme étant acceptables au moment de l'achat, sont maintenues le plus fidèlement possible pendant la durée de vie de l'unité. Ainsi, les essais de contrôle de la qualité constituent habituellement des répétitions périodiques de la totalité ou d'une partie des essais d'acceptation et de mise en service.

Les essais doivent être effectués ou supervisés par un physicien médical qualifié ou par une personne qualifiée travaillant sous la surveillance d'un physicien médical qualifié. La vérification indépendante des résultats des essais de contrôle de la qualité est un élément essentiel de tout programme de contrôle de la qualité. 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 essais de contrôle de la qualité ainsi que de l'analyse et de l'interprétation des résultats. Cette vérification indépendante doit être consignée.

## Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie

### Principal équipement de dosimétrie

Il faut établir l'horaire des essais quotidiens à effectuer avant le traitement des patients. Dans le cas des autres essais, on recommande d'effectuer le contrôle moins souvent que la fréquence minimale uniquement si l'expérience a permis d'établir que les paramètres auxquels on s'intéresse sont extrêmement stables. Il est essentiel que cette décision soit appuyée par des preuves documentaires.

Advenant que l'équipement n'atteigne pas les objectifs et ne respecte pas les critères de performance énoncés, il faut effectuer un ajustement ou une réparation. S'il est impossible de rétablir immédiatement la pleine performance de l'équipement, son utilisation devra être limitée aux situations cliniques où l'incidence de l'écart de performance observé est comprise et jugée nulle ou cliniquement acceptable. La décision concernant l'intervention appropriée doit être prise par physicien superviseur, conjointement avec les utilisateurs de l'équipement et d'autres personnes, s'il y a lieu.

Le calendrier d'entretien préventif et les interventions recommandées par le fabricant de l'équipement doivent être respectés. Il arrive fréquemment que les réparations de l'équipement et les essais relatifs à la qualité soient effectués par des personnes différentes. Dans ce cas, il est essentiel que les divers membres du personnel concernés entretiennent une bonne communication et se rendent des comptes.

Des activités de radioprotection, telles que celles décrites dans le *Code de pratique de l'assurance de la qualité à l'attention des centres canadiens de radiothérapie* (PCQR, 2013), doivent être intégrées aux programmes de contrôle de la qualité de routine de l'équipement.

Les codes de pratique du contrôle de la qualité des équipements de dosimétrie sont inscrits dans les tableaux 1 à 7. Ces codes de pratique minimums sont constitués d'essais à effectuer avec leur fréquence minimale et leurs seuils de tolérance et d'intervention. Les essais sont tirés de la littérature, des manuels et des recommandations fournis par les fabricants et, tout particulièrement, des normes établies dans les rapports des TG-40, TG-142, TG-51 et TG-69 de l'AAPM (Kutcher, 1994; Klein, 2009; Almond, 1999; Pai, 2007) et le rapport n° 81 de l'IPEM (Mayles, 1999). Lorsqu'un seuil de tolérance est défini, il est généralement fixé à 50–75 % du seuil d'intervention. Étant donné que le présent document englobe de nombreux équipements ayant chacun une réponse unique qui varie souvent avec le temps et ne peut pas être réétalonnée, il est rarement aisé de fixer des seuils de tolérance et d'intervention. C'est pourquoi la mention « caractériser et documenter » est souvent utilisée dans les tableaux 1 à 7.

En observant les fréquences indiquées dans les tableaux 1 à 7, on remarque que la majorité des essais sont à effectuer à la réception de l'équipement ou à la suite d'une panne et d'une réparation. Ces essais ne devraient donc pas accroître la charge de travail d'un service de physique médicale. À l'exception des explorateurs de fantôme d'eau automatisés, il y a peu d'essais de mise en service à faire pour le principal équipement de dosimétrie. Toutefois, les essais décrits ici, faisant partie intégrante d'un programme d'assurance de la qualité existant, peuvent servir de guide quant aux essais à effectuer à la réception d'une nouvelle pièce d'équipement.

Plusieurs essais décrits ici peuvent avoir un impact majeur sur la qualité de la radiothérapie administrée aux patients; c'est pourquoi ils devraient être effectués ou supervisés par un physicien médical qualifié. Il est fondamental de garder l'étalon secondaire en bon état et de préserver son coefficient d'étalonnage

## Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie

### Principal équipement de dosimétrie

traçable à un laboratoire d'étalonnage accrédité. Il est aussi très important de mesurer et de tenir à jour les coefficients d'étalonnage des chambres d'ionisation contre-étalonnées utilisées couramment en clinique. Finalement, il est aussi important de contrôler régulièrement les appareils mesurant l'énergie et les logiciels liés au calcul des paramètres de faisceau de photons et d'électrons.

## 6. Documents

Tout programme de contrôle de la qualité doit être assorti d'une documentation appropriée. Tous les documents liés au programme devraient contenir les renseignements suivants :

- le nom de l'établissement,
- le nom du service d'origine,
- le nom du ou des auteur(s),
- le nom de la personne ou du groupe qui a approuvé l'utilisation clinique du document,
- la date de première publication,
- le numéro et la date de publication de la version actuelle.

On peut trouver d'autres codes de pratique sur l'élaboration des documents appropriés ailleurs (ISO, 1994; ISO, 2000).

Les documents utilisés dans un programme de contrôle de qualité doivent être séparés en deux catégories principales : les protocoles et les enregistrements. Les protocoles doivent être inclus dans le document de règlements et procédures du comité d'assurance de la qualité du centre de radiothérapie.

Le protocole de contrôle de la qualité contient les codes de pratique ainsi que les objectifs et les critères de performance applicables à une pièce d'équipement donnée. Les codes de pratique doivent être fondés sur la série de *Codes de pratique du contrôle technique de la qualité* du PCQR (disponibles au [www.comp-ocpm.ca](http://www.comp-ocpm.ca)) dont le présent document fait partie. Le protocole devrait fournir suffisamment de détails concernant l'équipement d'essai et des procédures à suivre de manière à ne laisser aucune ambiguïté quant à l'interprétation des résultats des essais.

Les enregistrements du contrôle de la qualité contiennent les résultats des essais, la date à laquelle ils ont été effectués, de même que la signature et le titre de la personne qui les a effectués et du physicien superviseur. Si le nombre d'essais à effectuer à un moment particulier est limité et que la procédure est simple, il pourrait être avantageux de combiner le protocole et l'enregistrement dans un même document.

Outre le protocole et les enregistrements, il faut que toute mesure corrective prise et les résultats des essais subséquents puissent être consignés ensemble. Les cas de non-respect du protocole, comme ceux qu'entraîneraient de fortes pressions opérationnelles concernant l'équipement, doivent également être documentés.

Tous les documents liés au programme de contrôle de la qualité doivent être conservés pendant au moins 10 ans.

## 7. Essais de contrôle de la qualité – Principal équipement de dosimétrie

Les tableaux 1 à 7 ci-dessous listent les essais de contrôle de la qualité, les critères d'évaluation de la performance, la caractérisation et la documentation des principaux équipements utilisés en dosimétrie. Pour chaque essai, une courte note descriptive a été ajoutée en dessous de chaque tableau.

**Tableau 1**

<b>Étalon secondaire (couple chambre et électromètre)</b>			
<b>Article</b>	<b>Essai</b>	<b>Performance</b>	
		<b>Tolérance</b>	<b>Intervention</b>
<b>Première utilisation et à la suite d'un étalonnage</b>			
PES1	Signal hors volume sensible (perturbation de la tige)	0,5 %	1,0 %
PES2	Efficacité de collecte des ions	caractériser et documenter	
PES3	Correction de l'effet de polarité	caractériser et documenter	
PES4	Linéarité	0,5 %	1,0 %
PES5	Courant de fuite	0,1 %	0,2 %
PES6	Reproductibilité du potentiel électrique	1,0 %	2,0 %
<b>À chaque utilisation</b>			
CES1	Reproductibilité du signal	0,2 %	0,5 %
<b>Biennal</b>			
BES1	Étalonnage dans un laboratoire d'étalonnage	tous les deux ans	
<b>Étalon clinique contre-étalonné (couple chambre et électromètre)</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PEC1	Signal hors volume sensible (perturbation de la tige)	0,5 %	1,0 %
PEC2	Efficacité de collecte des ions	caractériser et documenter	
PEC3	Linéarité	0,5 %	1,0 %
PEC4	Courant de fuite	0,1 %	0,2 %
PEC5	Reproductibilité du potentiel électrique	1,0 %	2,0 %
PEC6	Contre-étalonnage	caractériser et documenter	
<b>Annuel</b>			
AEC1	Reproductibilité du signal	0,2 %	0,5 %



**Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**  
**Principal équipement de dosimétrie**

AEC2	Reproductibilité du potentiel électrique	1,0 %	2,0 %
AEC3	Contre-étalonnage	caractériser et documenter	
<b>Câbles de détecteur, connecteurs et adaptateurs</b>			
<b>À chaque utilisation</b>			
CCC1	Intégrité et fonctionnement	tout défaut	tout défaut

**Notes du tableau 1**

- PES1–6 Les seuils de tolérance reposent sur le rapport du TG-40 de l’AAPM (Kutcher, 1994). Les seuils d’intervention sont des suggestions pouvant être modifiées selon l’expérience. Des méthodes conseillées pour la mesure de l’efficacité de collection des ions et de la correction de polarité sont décrites dans le rapport du TG-51 de l’AAPM (Almond, 1999). Les niveaux de tolérance et d’intervention du courant de fuite font référence au rapport de la charge due au courant de fuite sur la charge d’ionisation mesurée. Étant donné que le potentiel électrique est difficile à mesurer exactement lorsque la chambre est branchée, l’utilisateur peut se contenter de lire le signal interne de l’électromètre pour la mesure de la reproductibilité du potentiel (PES6).
- CES1 Fondé sur le rapport du TG-40 de l’AAPM (Kutcher, 1994).
- BES1 Fondé sur le rapport du TG-40 de l’AAPM (Kutcher, 1994).
- PEC1–5 Les seuils de tolérance reposent sur le rapport du TG-40 de l’AAPM (Kutcher, 1994). Les seuils d’intervention sont des suggestions pouvant être modifiées selon l’expérience. Des méthodes de mesure conseillées sont décrites dans le rapport du TG-51 de l’AAPM (Almond, 1999).
- PEC1 Fondé sur l’expérience clinique.
- AEC1,2 Fondés sur l’expérience clinique et le rapport du TG-40 de l’AAPM (Kutcher, 1994). Étant donné que le potentiel électrique est difficile à mesurer exactement lorsque la chambre est branchée, l’utilisateur peut se contenter de lire le signal interne de l’électromètre pour la mesure de la reproductibilité du potentiel (PES6).
- AEC3 Suivant l’expérience clinique, la fréquence tirée du rapport du TG-40 (Kutcher, 1994) a été modifiée.
- CCC1 Avant leur utilisation, les détecteurs, les câbles et les connecteurs doivent être exempts de tout défaut et leur bon fonctionnement doit être vérifié. Un courant de fuite anormalement élevé ou un défaut de reproductibilité des mesures sont des indications d’une anomalie qu’il faudrait corriger.

**Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**  
**Principal équipement de dosimétrie**

**Tableau 2**

<b>Détecteurs pour la dosimétrie courante</b>			
<b>Article</b>	<b>Essai</b>	<b>Performance</b>	
		<b>Tolérance</b>	<b>Intervention</b>
<b>Systèmes de dosimètres à thermoluminesce (DTL)</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PDC1	Linéarité ou supralinéarité	caractériser et documenter	
<b>À chaque utilisation</b>			
CDC1	Contre-étalonnage de dose absolue individuel	caractériser et documenter	
<b>Systèmes de dosimétrie par films radiographiques et films radiochromiques</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PDC2	Courbe sensitométrique	caractériser et documenter	
PDC3	Essais d'acceptation du densitomètre ponctuel	caractériser et documenter Voir tableau IV du TG-69 de l'AAPM (Pai, 2007)	
PDC4	Essais d'acceptation du scanneur de films	caractériser et documenter Voir tableau V du TG-69 de l'AAPM (Pai, 2007)	
PDC5	Essais d'acceptation du développeur de film	Voir TG-69 de l'AAPM (Pai, 2007)	
<b>Hebdomadaire ou moins souvent suivant l'utilisation et la charge de travail</b>			
HDC1	Contrôle qualité du développeur de film	Recommandations du fabricant	
<b>Biennal ou plus souvent suivant la charge de travail</b>			
ADC1	Linéarité, reproductibilité et exactitude géométrique du lecteur de film	caractériser et documenter	
<b>Chambres d'ionisation pour la dosimétrie relative</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PDC6	Linéarité (dose et débit de dose)	0,5 %	1,0 %
PDC7	Signal hors volume sensible (perturbation de la tige)	0,5 %	1,0 %
<b>Annuel</b>			
ADC2	Reproductibilité du signal	0,5 %	1,0 %
<b>Systèmes de diodes</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PDC8	Linéarité	caractériser et documenter	
PDC9	Sensibilité à l'énergie	caractériser et documenter	

**Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**  
**Principal équipement de dosimétrie**

<b>Annuel ou plus fréquent (suivant la charge de travail)</b>			
ADC3	Étalonnage de dose absolue (si nécessaire)	caractériser et documenter	
<b>MOSFET</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PDC10	Sensibilité à l'énergie	caractériser et documenter	
PDC11	Étalonnage de dose absolue	caractériser et documenter	
<b>Annuel ou plus fréquent (suivant la charge de travail)</b>			
ADC4	Étalonnage de dose absolue	caractériser et documenter	
<b>Systèmes à luminescence optiquement stimulée (OSL)</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PDC12	Linéarité	caractériser et documenter	
PDC13	Étalonnage de dose absolue	caractériser et documenter	
<b>Annuel ou plus fréquent (suivant la charge de travail)</b>			
ADC5	Étalonnage de dose absolue	caractériser et documenter	
<b>Systèmes de dosimètres à fibres optiques scintillantes</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PDC14	Linéarité	caractériser et documenter	
PDC15	Étalonnage de dose absolue	caractériser et documenter	
PDC16	Perturbation de la tige	0,5 %	1,0 %
<b>Annuel ou plus fréquent (suivant la charge de travail)</b>			
ADC6	Étalonnage de dose absolue	caractériser et documenter	

**Notes du tableau 2**

- PDC1 Fondé sur le rapport du TG-40 de l'AAPM (Kutcher, 1994). Étudier la linéarité et la supralinéarité d'un échantillon de quelques DTL tiré du lot.
- CDC1 Fondé sur le rapport du TG-40 de l'AAPM (Kutcher, 1994). Plusieurs DTL peuvent être contre-étalonnés en même temps avec la dose mesurée par une chambre d'ionisation à une profondeur de référence dans un fantôme solide et sous un champ uniforme.
- PDC2 Cela peut être déterminé en établissant une courbe de sensitométrie pour un film de chaque nouveau lot. Les effets engendrés par chaque changement de lot doivent être régulièrement évalués. Diverses techniques pour obtenir la courbe sensitométrique et la courbe de réponse en fonction de la dose sont décrites dans le rapport du TG-69 de l'AAPM (Pai, 2007) pour les films radiographiques et dans le rapport du TG-55 (Niroomand-Rad, 1998) pour les films radiochromiques.
- PDC3 Les essais d'acceptation des dosimètres ponctuels sont fondés sur le rapport du TG-69 de l'AAPM (Pai, 2007), qui décrit en outre comment les effectuer. Ces essais incluent la

**Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**  
**Principal équipement de dosimétrie**

dérive du zéro, l'étalonnage, la gamme de densités optiques, la reproductibilité et la linéarité.

- PDC4 Les essais d'acceptation des scanners de films incluent la linéarité, la reproductibilité, l'uniformité, l'étalonnage et l'exactitude géométrique. Ils sont aussi fondés sur le rapport du TG-69 de l'AAPM (Pai, 2007), qui décrit en outre comment les effectuer.
- PDC5 Si on utilise les films radiographiques pour la dosimétrie absolue, il faudrait envisager d'effectuer en plus les quelques essais de routine recommandés dans le tableau II du rapport du TG-69 de l'AAPM (Pai, 2007) afin de s'assurer de la stabilité du développement des films. Cet essai ne s'applique pas aux films radiochromiques qui ne requièrent aucun développement après irradiation.
- ADC1 Essai fondé sur le rapport du TG-69 de l'AAPM (Pai, 2007) pour les films radiographiques et sur le rapport du TG-55 de l'AAPM (Niroomand-Rad, 1988) pour les films radiochromiques.
- PDC6-7, ADC2 Inspirés de l'expérience clinique et du rapport du TG-40 de l'AAPM (Kutcher, 1994).
- PDC8-9 Fondés sur le rapport du TG-40 de l'AAPM (Kutcher, 1994).
- ADC1 Fondé sur le rapport du TG-40 de l'AAPM (Kutcher, 1994). L'étalonnage de dose absolue est à faire si nécessaire.
- PDC10-11 La sensibilité des MOSFET à l'énergie peut être résolue en faisant un contre-étalonnage de dose absolue à la même énergie de faisceau et sous les conditions dans lesquelles on utilisera les MOSFET. Contre-étalonner à chaque qualité de faisceau avec la dose mesurée par une chambre (selon le rapport du TG-51 de l'AAPM [Almond, 1999] ou du TG-43 [Nath, 1998]), en suivant les recommandations du fabricant.
- ADC4 Contre-étalonnage de dose absolue à la même énergie de faisceau et sous les conditions dans lesquelles les MOSFET seront utilisées.
- PDC12 La linéarité des détecteurs à OSL devrait être vérifiée avant leur utilisation afin d'évaluer l'intervalle de dose dans lequel les détecteurs restent linéaires.
- PDC13, ADC5 Les détecteurs à OSL disponibles sur le marché sont très peu sensibles à l'énergie dans la gamme clinique de hautes énergies de 6 MeV à 25 MeV. Toutefois, une importante sensibilité à l'énergie a été trouvée aux basses énergies. C'est pourquoi on peut utiliser le même coefficient d'étalonnage aux hautes énergies, mais un étalonnage pour chaque énergie devrait être effectué aux basses énergies.
- PDC14 La linéarité des détecteurs à fibres optiques scintillantes devrait être vérifiée avant leur utilisation afin d'évaluer l'intervalle de dose dans lequel les détecteurs restent linéaires.
- PDC15, ADC6 Les détecteurs à fibres optiques scintillantes disponibles sur le marché sont très peu sensibles à l'énergie dans la gamme clinique de hautes énergies de 6 MeV à 20 MeV. Toutefois, une importante sensibilité à l'énergie a été trouvée aux basses énergies. C'est pourquoi on peut utiliser le même coefficient d'étalonnage aux hautes énergies, mais un étalonnage pour chaque énergie devrait être effectué aux basses énergies.

**Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**  
**Principal équipement de dosimétrie**

PDC16 Le signal des scintillateurs en plastique contient du rayonnement Tcherenkov généré dans le guide de lumière, ce qui engendre un effet de perturbation de la tige indésirable. Il faut mettre en place une technique de suppression de cet effet pour le maintenir en dessous des spécifications techniques.

**Tableau 3**

<b>Instruments de mesure de base</b>			
<b>Article</b>	<b>Essai</b>	<b>Performance</b>	
		<b>Tolérance</b>	<b>Intervention</b>
<b>Thermomètre, baromètre et hygromètre de référence</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PMB1	Certificat d'étalonnage	caractériser et documenter	
<b>Biennal</b>			
AMB1	Étalonnage absolu	caractériser et documenter	
<b>Thermomètre, baromètre, hygromètre d'usage courant</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PMB2	Contre-étalonnage	caractériser et documenter	
<b>Biennal</b>			
AMB2	Contre-étalonnage	caractériser et documenter	
<b>Niveaux à bulle, niveaux autonivelants à laser</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PMB3	Vérification de l'étalonnage	caractériser et documenter	
<b>À chaque utilisation</b>			
CMB3	Vérification de l'étalonnage	caractériser et documenter	

**Notes du tableau 3**

PMB1 Les certificats des instruments de référence sont conservés.

AMB1 Étalonnage absolu annuel de chaque instrument de référence.

PMB2, AMB2 Les instruments courants sont contre-étalonnés avec les instruments de référence avant la première utilisation puis chaque année, sauf pour les baromètres (6 mois). Les instruments courants sont aussi comparés les uns aux autres pour détecter les détériorations. La fréquence des essais pour les baromètres est passée de trois mois (TG-40 [Kutcher, 1994]) à six mois d'après l'expérience locale. Il est recommandé de comparer la lecture des baromètres avec le système de l'aéroport local (en corrigeant pour la différence d'altitude). Les baromètres numériques nécessitent souvent un facteur de conversion de l'affichage à la vraie pression. Les baromètres (analogues ou numériques) sont vérifiés tous les trois mois (TG-40 [Kutcher, 1994]).

**Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**  
**Principal équipement de dosimétrie**

PMB3, CMB3 Suivant les recommandations des fabricants. Les certificats sont conservés aux fins de documentation. La lecture d'un niveau à bulle tenu sur une surface horizontale ou verticale doit rester inchangée lorsque le niveau est tourné de 180° suivant un axe orthogonal à la surface. Sur un niveau autonivelant à laser, la verticalité et l'horizontalité des lignes projetées devraient aussi être vérifiées à chaque utilisation.

**Tableau 4**

<b>Explorateurs de fantôme d'eau automatisés (1D, 2D et 3D) et matrices de détecteurs</b>			
<b>Article</b>	<b>Essai</b>	<b>Performance</b>	
		<b>Tolérance</b>	<b>Intervention</b>
<b>Composants mécaniques</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PEF1	Alignement	caractériser et documenter	
PEF2	Hystérèse	caractériser et documenter	
PEF3	Orthogonalité et verticalité	caractériser et documenter	
<b>Annuel</b>			
AEF1	Exactitude positionnelle	1 mm	2 mm
<b>Détecteurs (chambres d'ionisation et diodes)</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PEF4	Signal hors volume sensible (perturbation de la tige)	0,5 %	1,0 %
PEF5	Linéarité	0,5 %	1,0 %
PEF6	Courant de fuite	0,5 %	1,0 %
<b>Annuel</b>			
AEF2	Reproductibilité du potentiel électrique	0,5 %	1,0 %
<b>Acquisition et analyse des données</b>			
<b>À la première utilisation ou à la suite d'une panne, d'une réparation ou d'une mise à jour logicielle</b>			
PEF7	Insensibilité à la vitesse d'exploration	caractériser et documenter	
PEF8	Insensibilité au mode d'exploration (continu ou séquentiel)	caractériser et documenter	
PEF9	Accord avec des mesures statiques	1,0 %	2,0 %
PEF10	Calculs de symétrie et de planéité	1,0 %	2,0 %
PEF11	Calcul de l'énergie et du bremsstrahlung	1,0 %	2,0 %
PEF12	Conversion de l'ionisation à la dose	1,0 %	2,0 %

**Notes du tableau 4**

**Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**  
**Principal équipement de dosimétrie**

- PEF1–3 Fondé sur l’expérience clinique. Un seuil de tolérance de l’ordre de 0,5 mm est probablement suffisant. Des critères de performance aux essais d’acceptation peuvent être obtenus du fournisseur pour indication. L’absence d’hystérèse peut être généralement vérifiée en s’assurant que deux explorations faites dans des directions opposées donnent le même résultat.
- AEF1 Fondé sur l’expérience clinique. Les utilisateurs peuvent adapter et documenter ce critère selon leurs besoins. Les spécifications données par tous les fabricants actuels sont plus petites que 0,5 mm.
- PEF4 Fondé sur PEC1
- PEF5 Fondé sur les critères similaires de PEC3.
- PEF6 Fondé sur IFS4 avec des critères moins serrés.
- AEF2 Fondé sur les critères similaires de PEC5.
- PEF7–12 Les essais sont fondés sur l’expérience clinique et peuvent être modifiés pour être conformes aux critères de l’utilisateur. Les essais peuvent aussi être modifiés pour se conformer aux critères d’essais d’acceptation des fournisseurs.

**Tableau 5**

<b>Appareils d’assurance de la qualité des machines</b>			
<b>Matrices de diodes et matrices de chambres d’ionisation</b>			
<b>Article</b>	<b>Essai</b>	<b>Performance</b>	
		<b>Tolérance</b>	<b>Intervention</b>
<b>Première utilisation ou à la suite d’une panne et d’une réparation</b>			
PAM1	Exactitude (distance d’accord [DTA])	1,0 mm	2,0 mm
PAM2	Reproductibilité du signal	caractériser et documenter	
PAM3	Linéarité (dose et débit de dose)	caractériser et documenter	
PAM4	Accord avec des mesures statiques	1,0 %	2,0 %
PAM5	Calculs de symétrie et de planéité	1,0 %	2,0 %
PAM6	Sensibilité à l’énergie	caractériser et documenter	
<b>Annuel ou biennal</b>			
AAM1	Calibrage de la matrice	caractériser et documenter	

**Notes du tableau 5**

- PAM1–5 Essais inspirés de PEF5–11 et du rapport du TG-40 de l’AAPM (Kutcher, 1994). L’utilisateur peut modifier ses critères selon les procédures d’essai d’acceptation des fabricants.

**Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**  
**Principal équipement de dosimétrie**

PAM6 Fondé sur l'expérience clinique et les recommandations des fabricants. Si les appareils sont utilisés à plusieurs énergies de faisceau, il faut prendre de soin d'étudier leur sensibilité à l'énergie et s'assurer que le bon facteur d'étalonnage est utilisé à chaque mesure.

PAM6 Fondé sur l'expérience clinique et les recommandations des fabricants. Le calibrage matriciel permet d'assurer que tous les détecteurs de la matrice ont la même sensibilité, et il élimine donc les différences de réponse entre détecteurs. En conséquence, les facteurs d'étalonnage peuvent dépendre de l'énergie. Les protocoles et procédures de calibrage matriciel sont propres au modèle d'appareil et sont donnés par le fournisseur. La fréquence des calibrages dépend du type de détecteurs dans la matrice (chambre d'ionisation ou diode) et de la charge de travail clinique. On peut suivre les indications du fournisseur en ce qui concerne la fréquence du calibrage matriciel.

**Tableau 6**

<b>Appareils d'assurance de la qualité des traitements</b>			
<b>Accessoires arrimés au bras</b>			
<b>Article</b>	<b>Essai</b>	<b>Performance</b>	
		<b>Tolérance</b>	<b>Intervention</b>
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PAT1	Arrimage au bras	fonctionnel	
PAT2	Alignement de l'axe central du détecteur avec le réticule	caractériser et documenter	
PAT3	Position du plan du détecteur par rapport à l'isocentre	caractériser et documenter	
<b>Inclinomètres</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PAT4	Exactitude angulaire de l'inclinomètre	0,5°	1,0°
<b>Matrices 2D et 3D de diodes ou de chambres d'ionisation</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
PAT5	Reproductibilité du signal	caractériser et documenter	
PAT6	Linéarité (dose et débit de dose)	caractériser et documenter	
PAT7	Accord avec les mesures statiques (différence relative/distance d'accord [DTA])	1,0 %/1 mm	2,0 %/2 mm
PAT8	Orientation de la dose mesurée par rapport à la carte de dose du TPS	caractériser et documenter	
PAT9	Sensibilité à l'énergie	caractériser et documenter	



**Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie**  
**Principal équipement de dosimétrie**

Annuel ou biennal suivant la charge de travail			
AAT1	Accord de la mesure avec le TPS	Indice $\gamma$ avec 3 % de différence de dose et 3 mm de DTA. Critère de réussite : Au moins 95 % des détecteurs pour lesquels $\gamma \leq 1$ .	
AAT2	Calibrage de la matrice	caractériser et documenter	
AAT3	Contre-étalonnage absolu	1,0 %	2,0 %

**Notes du tableau 6**

PAT1 Fondé sur l'expérience clinique et les recommandations des fabricants. Il devrait être possible d'attacher fermement l'accessoire au bras et de fixer la matrice de détecteurs à l'accessoire de manière à ce que la matrice ne se déplace pas lorsqu'on tourne le bras ou le collimateur.

PAT2-3 Fondé sur l'expérience clinique. Lorsque la matrice est fixée à l'accessoire d'arrimage, l'axe central de celle-ci doit être aligné avec le réticule du linac et les détecteurs devraient être dans le plan de l'isocentre. On devrait adopter ici un seuil de tolérance de 2 mm. Les erreurs grossières d'alignement ou de positionnement peuvent être corrigées en ajustant la disposition du fantôme dans le TPS ou en manipulant les mesures obtenues par la matrice de détecteurs. Ceci s'applique aussi aux appareils utilisés pour l'assurance de la qualité des faisceaux.

PAT4 Fondé sur les seuils de tolérance pour les indicateurs d'angle du bras et du collimateur décrits dans les rapports du TG-40 (Kutcher, 1994) et du TG-142 (Klein, 2009) de l'AAPM.

PAT5-6 Fondé sur le rapport du TG-40 de l'AAPM (Kutcher, 1994). Les spécifications des fabricants peuvent être utilisées pour définir des seuils de tolérance et d'intervention propres à l'appareil.

PAT7 Fondé sur le rapport du TG-40 (Kutcher, 1994) de l'AAPM et sur les spécifications des fabricants.

PAT8 Pour chaque système de planification de traitement (TPS), il faut prendre soin de s'assurer que les paramètres d'importation de la dose sont bien réglés pour que les coordonnées du TPS coïncident avec celles de l'appareil de mesure.

PAT9 Identique à PAM6.

AAT1 C'est une vérification de la cohérence fondée sur l'expérience clinique. Dans le TPS, on peut préparer sur les images CT de l'appareil de mesure un plan statique et un plan de vérification préclinique de RTMI. Les deux plans sont administrés régulièrement sur l'appareil de mesure pour vérifier la cohérence, puis ils sont analysés avec les paramètres d'indice gamma spécifiés. Dans le cas du plan statique, on peut utiliser des seuils de tolérance plus serrés. Toutefois, ils peuvent être ajustés localement selon l'exactitude du modèle de faisceau du TPS.

AAT2 Identique à AAM1.

AAT3 Fondé sur l'expérience clinique. Le contre-étalonnage absolu (pour chaque qualité de faisceau) doit être effectué en suivant les recommandations du fournisseur et en utilisant la dose de

## Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie

### Principal équipement de dosimétrie

référence obtenue selon les protocoles du TG-51 (Almond, 1999), du TRS-398 (AIEA, 2000) ou du TG-148 (Langen, 2010). Après le contre-étalonnage de l'appareil, celui-ci peut être irradié sous le même faisceau que celui utilisé pour contre-étalonner, et la dose mesurée par le détecteur de référence doit être en accord avec la dose mesurée par la chambre suivant les seuils de tolérance indiqués. Cette mise en place peut aussi être utilisée pour les contrôles de routine de l'étalonnage de l'appareil. La fréquence d'étalonnage est suggérée par les fournisseurs et, pour les matrices de diodes, elle dépend de la charge de travail. Si les appareils sont utilisés à plusieurs énergies, il faut prendre soin de bien employer le bon coefficient d'étalonnage.

Tableau 7

Fantômes			
Article	Essai	Performance	
		Tolérance	Intervention
Première utilisation			
PFA1	Densité électronique, homogénéité	caractériser et documenter	
PFA2	Dimensions des plaques ou des pièces	caractériser et documenter	

#### Notes du tableau 7

PFA1-2 Une inspection visuelle et une vérification radiographique sont recommandées avant l'utilisation clinique des fantômes. Les seuils de tolérance dépendent de l'usage qu'on veut faire avec le matériel et ils peuvent être choisis de façon appropriée par l'utilisateur.

## Bibliographie

- ACRO (Association canadienne de radio-oncologie), « Sondage annuel sur la charge de travail, la dotation en personnel et l'équipement », conduit par Manpower, présenté à l'assemblée générale annuelle à Saint-Jean, Terre-Neuve-et-Labrador (août 2013).
- AIEA (Agence internationale de l'énergie atomique), *Technical Reports Series No. 398: Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water* (Vienne, Autriche : AIEA, 2000), consulté le 24 février 2015, [http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398\\_scr.pdf](http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398_scr.pdf).
- Almond P.R., P.J. Biggs, B.M. Coursey, W.F. Hanson, M. Saiful Huq, R. Nath et D.W.O. Rogers, "AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams", *Medical Physics* 26, n° 9 (1999) : 1847–70, consulté le 24 février 2015, <http://dx.doi.org/10.1118/1.598691>.
- Cygler J.E. et P. Scalchi, "MOSFET dosimetry in radiotherapy" dans *Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy* (2009 AAPM Summer School), édité par D.W.O. Rogers et J.E. Cygler (Madison, Wisconsin : Medical Physics Publishing, 2011), ISBN 978-1936366118.
- Delaney G., S. Jacob, C. Featherstone et M. Barton, "The role of radiotherapy in cancer treatment", *Cancer* 104, n° 6 (2005) : 1129–37, consulté le 2 février 2015, <http://dx.doi.org/10.1002/cncr.21324>.
- Dunscombe P., C. Arsenault, J.P. Bissonnette, H. Johnson, G. Mawko et J. Seuntjens, "The development of quality control standards for radiation therapy in Canada", *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 8, n° 1 (2007) : 108–18, consulté le 2 février 2015, <http://dx.doi.org/10.1120/jacmp.v8i1.2380>.
- Ezzell G.A., J.W. Burmeister, N. Dogan, T.J. LoSasso, J.G. Mechalakos, D. Mihailidis, A. Molineu, J.R. Palta, C.R. Ramsey, B.J. Salter et coll., "IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119", *Medical Physics* 36, n° 11 (2009) : 5359–73, consulté le 24 février 2015, <http://dx.doi.org/10.1118/1.3238104>.
- Gerbi B.J., J.A. Antolak, F.C. Deibel, D.S. Followill, M.G. Herman, P.D. Higgins, M.S. Huq, D.N. Mihailidis, E.D. Yorke, K.R. Hogstrom et F.M. Khan, "Recommendations for clinical electron beam dosimetry: supplement to the recommendations of Task Group 25", *Medical Physics* 36, n° 7 (2009) : 3239–79, consulté le 24 février 2015, <http://dx.doi.org/10.1118/1.3125820>.
- ISO (Organisation internationale de normalisation), *Systèmes qualité – Modèle pour l'assurance de la qualité en conception, développement, production, installation et prestations associées*, ISO 9001:1994 (Genève, Suisse : ISO, 1994).
- ISO (Organisation internationale de normalisation), *Systèmes de management de la qualité – Exigences*, ISO 9001:2000 (Genève, Suisse : ISO, 2000).
- Klein E.E., J. Hanley, J. Bayouth, F.F. Yin, W. Simon, S. Dresser, C. Serago, F. Aguirre, L. Ma, B. Arjomandy et coll., "Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators", *Medical Physics* 36, n° 9 (2009) : 4197–212, consulté le 24 février 2015, <http://dx.doi.org/10.1118/1.3190392>.

## Codes de pratique du contrôle technique de la qualité pour les centres canadiens de radiothérapie Principal équipement de dosimétrie

- Kutcher G.J., L. Coia, M. Gillin, W.F. Hanson, S. Leibel, R.J. Morton, J.R. Palta, J.A. Purdy, L.E. Reinstein, G.K. Svensson et coll., "Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40", *Medical Physics* 21, n° 4 (1994) : 581–618, consulté le 2 février 2015, <http://dx.doi.org/10.1118/1.597316>.
- Langen K.M., N. Papanikolaou, J. Balog, R. Crilly, D. Followill, S.M. Goddu, W. Grant, G. Olivera, C.R. Ramsey et C. Shi, "QA for helical tomotherapy: report of the AAPM Task Group 148", *Medical Physics* 37, n° 9 (2010) : 4817–53, consulté le 25 février 2015, <http://dx.doi.org/10.1118/1.3462971>.
- Low D.A., J.M. Moran, J.F. Dempsey, L. Dong et M. Oldham, "Dosimetry tools and techniques for IMRT", *Medical Physics* 38, n° 3 (2011) : 1313–38, consulté le 25 février 2015, <http://dx.doi.org/10.1118/1.3514120>.
- Ma C.M., C.W. Coffey, L.A. DeWerd, C. Liu, R. Nath, S.M. Seltzer et J.P. Seuntjens, "AAPM protocol for 40–300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology", *Medical Physics* 28, n° 6 (2001) : 868–93, consulté le 24 février 2015, <http://dx.doi.org/10.1118/1.1374247>.
- Mayles W.P.M., R. Lake, A. McKenzie, E.M. Macaulay, H.M. Morgan, T.J. Jordan et S.K. Powley (éditeurs), *Physics Aspects of Quality Control in Radiotherapy*, Institute of Physics and Engineering in Medicine Report no. 81 (York, Royaume-Uni : IPEM, 1999), ISBN 0-904181-91-X.
- Nath R., L.L. Anderson, G. Luxton, K.A. Weaver, J.F. Williamson et A.S. Meigooni, "Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43", *Medical Physics* 22, n° 2 (1995) : 209–34, consulté le 25 février 2015, <http://dx.doi.org/10.1118/1.597458>.
- Niroomand-Rad A., C.R. Blackwell, B.M. Coursey, K.P. Gall, J.M. Galvin, W.L. McLaughlin, A.S. Meigooni, R. Nath, J.E. Rodgers et C.G. Soares, "Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55", *Medical Physics* 25, n° 11 (1998) : 2093–115, consulté le 25 février 2015, <http://dx.doi.org/10.1118/1.598407>.
- Pai S., I.J. Das, J.F. Dempsey, K.L. Lam, T.J. Losasso, A.J. Olch, J.R. Palta, L.E. Reinstein, D. Ritt et E.E. Wilcox, "TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry", *Medical Physics* 34, n° 6 (2007) : 2228–58, consulté le 25 février 2015, <http://dx.doi.org/10.1118/1.2736779>.
- PCQR (Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie), Code de pratique de l'assurance de la qualité pour les programmes canadiens de radiothérapie, AQP.2013.09.02 (Red Deer, Alberta : PCQR, 2013), consulté le 2 février 2015, disponible au [www.comp-ocpm.ca](http://www.comp-ocpm.ca).
- Société canadienne du cancer, *Statistiques canadiennes sur le cancer 2014* (Toronto, Ontario : Société canadienne du cancer, 2014), disponible au [www.cancer.ca](http://www.cancer.ca).