

Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie  
Code de pratique du contrôle de la qualité technique  
du principal équipement de dosimétrie

---

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

28 février 2015

MDE.2015.02.02

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



**CPQR**

Canadian Partnership for  
Quality Radiotherapy

**PCQR**

Partenariat canadien pour  
la qualité en radiothérapie

## **Avertissement**

Les informations contenues dans le présent document sont destinées à être utilisées à la discrétion de chaque centre dans le but de le guider dans l'amélioration de programme de radioprotection et de contrôle de la qualité. Le présent document ne repose sur aucune norme juridique ; les règlements fédéraux ou provinciaux spécifiques et les conditions de permis prévalent sur son contenu. C'est un document évolutif et l'information qu'il contient est sujette à modification à tout moment et sans préavis. Le Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie (PCQR) ou ses associations partenaires, l'Association canadienne de radio-oncologie (ACRO), l'Organisation canadienne des physiciens médicaux (OCPM) et l'Association canadienne des technologues en radiation médicale (ACTRM), ne sauraient en aucun cas être tenus responsables des dommages ou pertes de toute nature, directs ou indirects, qui résulteraient en tout ou en partie de l'utilisation de ce document.

## Expert examinateur

Gerard Lagmago Kamta

CISSS de la Montérégie-Centre – Hôpital Charles-Le Moyne, Longueuil, Québec

## Centres de validation externe

BC Cancer Agency – Vancouver Centre, Colombie-Britannique

Centre hospitalier universitaire du Québec, Québec, Québec

## Traducteur

Laurent Tantôt

CIUSSS de l'Est-de-l'Île-de-Montréal – Hôpital Maisonneuve-Rosemont, Montréal, Québec

## Introduction

Le Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie (PCQR) est une alliance formée des trois principales organisations professionnelles nationales œuvrant dans le domaine de la radiothérapie au Canada : l'Association canadienne de radio-oncologie (ACRO), l'Organisation canadienne des physiciens médicaux (OCPM) et l'Association canadienne des technologues en radiation médicale (ACTRM). Le soutien stratégique et financier est apporté par le Partenariat canadien contre le cancer (PCCC), une ressource nationale pour la promotion de la prévention et du traitement du cancer. Le PCQR a pour mandat de soutenir l'accès universel à des traitements de radiothérapie sûrs et de grande qualité pour tous les Canadiens, grâce à l'amélioration du rendement du système et l'établissement de codes de pratique et d'indicateurs consensuels visant à faciliter la mise sur pied et l'évaluation de programmes de radiothérapie.

Le présent document présente en détail les objectifs de performance et les critères de sûreté du *principal équipement de dosimétrie*. Le lecteur trouvera dans le document cadre *Codes de pratique du contrôle de la qualité technique pour les centres canadiens de radiothérapie*<sup>(1)</sup> une description générale d'un programme de contrôle de la qualité technique et la façon d'interpréter les objectifs et critères de performance détaillés dans le présent document.

## Description du système

### 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<sup>(2-4)</sup>, 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 agréé 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<sup>(2-4)</sup>. 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.

### **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 (TLD), les transistors à effet de champ à grille métal-oxyde (MOSFET), les dosimètres à luminescence stimulée optiquement (OSLD), les dosimètres à fibres optiques scintillantes, les films radiographiques<sup>(5)</sup> et les films radiochromiques<sup>(6)</sup>. Ces deux types de films font couramment partie intégrante de l'assurance de la qualité des plans de radiothérapie à modulation d'intensité (IMRT) et de radiochirurgie stéréotaxique.

### **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.

### **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<sup>(2-4)</sup>, 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<sup>(2,7)</sup>. 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 tests de contrôle de la qualité que les plus grands bassins.

### **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 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 d'IMRT<sup>(8,9)</sup>.

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

La norme de soin des patients traités en IMRT statique ou en arcthérapie implique de vérifier avant traitement que le faisceau est donné de façon exacte et précise par rapport au plan. 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 de l'accélérateur linéaire.

### **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 bien encore d'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 TLD, 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.

## Tableaux de tests

**Tableau 1 : Dosimètres de référence**

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
<b>Étalon secondaire (couple chambre et électromètre)</b>			
<b>Première utilisation et à la suite d'un étalonnage</b>			
ISS1	Signal hors volume sensible (perturbation de la tige)	0,5 %	1,0 %
ISS2	Efficacité de collecte des ions	caractériser et documenter	
ISS3	Correction de l'effet de polarité	caractériser et documenter	
ISS4	Linéarité	0,5 %	1,0 %
ISS5	Courant de fuite	0,1 %	0,2 %
ISS6	Reproductibilité du potentiel électrique	1,0 %	2,0 %
<b>À chaque utilisation</b>			
ESS1	Reproductibilité du signal	0,2 %	0,5 %
<b>Biennal</b>			
BSS1	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>			
IFS1	Signal hors volume sensible (perturbation de la tige)	0,5 %	1,0 %
IFS2	Efficacité de collecte des ions	caractériser et documenter	
IFS3	Linéarité	0,5 %	1,0 %
IFS4	Courant de fuite	0,1 %	0,2 %
IFS5	Reproductibilité du potentiel électrique	1,0 %	2,0 %
IFS6	Contre-étalonnage	caractériser et documenter	
<b>Annuel</b>			
AFS1	Reproductibilité du signal	0,2 %	0,5 %
AFS2	Reproductibilité du potentiel électrique	1,0 %	2,0 %
AFS3	Contre-étalonnage	caractériser et documenter	

Câbles de détecteur, connecteurs et adaptateurs			
À chaque utilisation			
ECC1	Intégrité et fonctionnement	tout défaut	tout défaut

### Notes du tableau 1

- ISS1–6 Les seuils de tolérance reposent sur le rapport du TG-40 de l’American Association of Physicists in Medicine (AAPM)<sup>(10)</sup>. 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<sup>(2)</sup>. 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 la tension 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 (ISS6).
- ESS1, BSS1 Fondé sur le rapport du TG-40 de l’AAPM<sup>(10)</sup>.
- IFS1–5 Les seuils de tolérance reposent sur le rapport du TG-40 de l’AAPM<sup>(10)</sup>. Des méthodes de mesure conseillées sont décrites dans le rapport du TG-51 de l’AAPM<sup>(2)</sup>.
- IFS6 Fondé sur l’expérience clinique.
- AFS1,2 Fondé sur l’expérience clinique et le rapport du TG-40 de l’AAPM<sup>(10)</sup>. Étant donné que la tension 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 (ISS6).
- AFS3 Suivant l’expérience clinique, la fréquence tirée du rapport du TG-40<sup>(10)</sup> de l’AAPM a été modifiée.
- ECC1 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.

**Tableau 2 : Détecteurs pour la dosimétrie courante**

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
<b>Systèmes de dosimètres à thermoluminescence (TLD)</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
IRD1	Linéarité ou supralinéarité	caractériser et documenter	
<b>À chaque utilisation</b>			
ERD1	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>			
IRD2	Courbe sensitométrique	caractériser et documenter	
<b>Hebdomadaire ou moins souvent suivant l'utilisation et la charge de travail</b>			
WRD1	Contrôle qualité du développeur de film	Recommandations du fabricant	
<b>Biennal ou plus souvent suivant la charge de travail</b>			
ARD1	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>			
IRD3	Linéarité (dose et débit de dose)	0,5 %	1,0 %
IRD4	Signal hors volume sensible (perturbation de la tige)	0,5 %	1,0 %
<b>Annuel</b>			
ARD2	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>			
IRD5	Linéarité	caractériser et documenter	
IRD6	Sensibilité à l'énergie	caractériser et documenter	
<b>Annuel ou plus fréquent (suivant la charge de travail)</b>			
ARD3	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>			
IRD7	Sensibilité à l'énergie	caractériser et documenter	
IRD8	Étalonnage de dose absolue	caractériser et documenter	
<b>Annuel ou plus fréquent (suivant la charge de travail)</b>			
ARD4	Étalonnage de dose absolue	caractériser et documenter	
<b>Systèmes à luminescence stimulée optiquement (OSL)</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
IRD9	Linéarité	caractériser et documenter	
IRD10	Étalonnage de dose absolue	caractériser et documenter	
<b>Annuel ou plus fréquent (suivant la charge de travail)</b>			
ARD5	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>			
IRD11	Linéarité	caractériser et documenter	
IRD12	Étalonnage de dose absolue	caractériser et documenter	
IRD13	Perturbation de la tige	0,5 %	1,0 %
<b>Annuel ou plus fréquent (suivant la charge de travail)</b>			
ARD6	Étalonnage de dose absolue	caractériser et documenter	

### Notes du tableau 2

- IRD1 Fondé sur le rapport du TG-40 de l'AAPM<sup>(10)</sup>. Étudier la linéarité et la supralinéarité d'un échantillon de quelques TLD tiré du lot.
- ERD1 Fondé sur le rapport du TG-40 de l'AAPM<sup>(10)</sup>. Plusieurs TLD 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.
- IRD2 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<sup>(5)</sup> pour les films radiographiques et dans le rapport du TG-55<sup>(6)</sup> pour les films radiochromiques.

- WRD1 Suivre les recommandations du fabricant.
- ARD1 Test fondé sur le rapport du TG-69 de l'AAPM<sup>(5)</sup> pour les films radiographiques et sur le rapport du TG-55 de l'AAPM<sup>(6)</sup> pour les films radiochromiques.
- IRD3,4, ARD2 Inspirés de l'expérience clinique et du rapport du TG-40 de l'AAPM<sup>(10)</sup>.
- IRD5,6 Fondé sur le rapport du TG-40 de l'AAPM<sup>(10)</sup>.
- ARD3 Fondé sur le rapport du TG-40 de l'AAPM<sup>(10)</sup>. L'étalonnage de dose absolue est à faire si nécessaire.
- IRD7,8 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<sup>(11)</sup>. En suivant les recommandations du fabricant, étalonner à chaque qualité de faisceau avec la dose mesurée par une chambre d'ionisation selon le protocole du TG-51<sup>(2)</sup> de l'AAPM ou celui du TG-43<sup>(12)</sup>.
- ARD4 Contre-étalonnage de dose absolue à la même énergie de faisceau et sous les conditions dans lesquelles les MOSFET seront utilisés.
- IRD9 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.
- IRD10, ARD5 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.
- IRD11 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.
- IRD12, ARD6 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.
- IRD13 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 : Instruments de mesure de base**

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
<b>Thermomètre, baromètre et hygromètre de référence</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
IBM1	Certificat d'étalonnage	caractériser et documenter	
<b>Biennal</b>			
ABM1	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>			
IBM2	Contre-étalonnage	caractériser et documenter	
<b>Biennal</b>			
ABM2	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>			
IBM3	Vérification de l'étalonnage	caractériser et documenter	
<b>À chaque utilisation</b>			
EBM3	Vérification de l'étalonnage	caractériser et documenter	

**Notes du tableau 3**

IBM1 Les certificats des instruments de référence sont conservés.

ABM1 Étalonnage absolu annuel de chaque instrument de référence.

IBM2, ABM2 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 déceler les détériorations. La fréquence des tests pour les baromètres est passée de 3 mois<sup>(10)</sup> à 6 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<sup>(10)</sup>.

IBM3, EBM3 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 : Explorateurs de fantôme d'eau automatisés**

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
<b>Composants mécaniques</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
IBS1	Alignement	caractériser et documenter	
IBS2	Hystérèse	caractériser et documenter	
IBS3	Orthogonalité et verticalité	caractériser et documenter	
<b>Annuel</b>			
ABS1	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>			
IBS4	Signal hors volume sensible (perturbation de la tige)	0,5 %	1,0 %
IBS5	Linéarité	0,5 %	1,0 %
IBS6	Courant de fuite	0,5 %	1,0 %
<b>Annuel</b>			
ABS2	Reproductibilité du potentiel électrique	0,5 %	1,0 %

Acquisition et analyse des données			
À la première utilisation ou à la suite d'une panne, d'une réparation ou d'une mise à jour logicielle			
IBS7	Insensibilité à la vitesse d'exploration	caractériser et documenter	
IBS8	Insensibilité au mode d'exploration (continu ou séquentiel)	caractériser et documenter	
IBS9	Accord avec des mesures statiques	1,0 %	2,0 %
IBS10	Calculs de symétrie et de planéité	1,0 %	2,0 %
IBS11	Calcul de l'énergie et du bremsstrahlung	1,0 %	2,0 %
IBS12	Conversion de l'ionisation à la dose	1,0 %	2,0 %

#### Notes du tableau 4

- IBS1–3 Fondé sur l'expérience clinique. Des critères de performance aux tests 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.
- ABS1 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.
- IBS4 Fondé sur IFS1
- IBS5 Fondé sur les critères similaires de IFS3.
- IBS6 Fondé sur IFS4 avec des critères moins serrés.
- ABS2 Fondé sur les critères similaires de IFS5.
- IBS7–12 Les tests sont fondés sur l'expérience clinique et peuvent être modifiés pour être conformes aux critères de l'utilisateur. Les tests peuvent aussi être modifiés pour se conformer aux critères des tests d'acceptation des fournisseurs.

**Tableau 5 : Appareils d'assurance de la qualité des machines**

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
<b>Matrices de diodes et matrices de chambres d'ionisation</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
IMQ1	Exactitude positionnelle, incluant le calcul de la distance d'accord (DTA)	1,0 mm	2,0 mm
IMQ2	Reproductibilité du signal	caractériser et documenter	
IMQ3	Linéarité (dose et débit de dose)	caractériser et documenter	
IMQ4	Accord avec des mesures statiques	1,0 %	2,0 %
IMQ5	Calculs de symétrie et de planéité	1,0 %	2,0 %
IMQ6	Sensibilité à l'énergie	caractériser et documenter	
<b>Annuel ou biennal</b>			
AMQ1	Calibrage de la matrice	caractériser et documenter	

**Notes du tableau 5**

IMQ1–5 Tests inspirés de IBS5–11 et du rapport du TG-40 de l'AAPM<sup>(10)</sup>. L'utilisateur peut modifier ses critères selon les procédures de tests d'acceptation des fabricants.

IMQ6 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.

AMQ1 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 : Appareils d'assurance de la qualité des traitements**

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
<b>Accessoires arrimés au bras</b>			
<b>Première utilisation ou à la suite d'une panne et d'une réparation</b>			
ITQ1	Arrimage au bras	fonctionnel	
ITQ2	Alignement de l'axe central du détecteur avec le réticule	caractériser et documenter	
ITQ3	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>			
ITQ4	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>			
ITQ5	Reproductibilité du signal	caractériser et documenter	
ITQ6	Linéarité (dose et débit de dose)	caractériser et documenter	
ITQ7	Accord avec les mesures statiques (différence relative/distance d'accord [DTA])	1,0 %/1 mm	2,0 %/2 mm
ITQ8	Orientation de la dose mesurée par rapport à la carte de dose du TPS	caractériser et documenter	
ITQ9	Sensibilité à l'énergie	caractériser et documenter	
<b>Annuel ou biennal suivant la charge de travail</b>			
ATQ1	Accord de la mesure avec le TPS	Indice gamma avec 3 % de différence de dose et 3 mm de DTA.  Critère de passage : Au moins 95 % des détecteurs pour lesquels $\gamma \leq 1$ .	
ATQ2	Calibrage de la matrice	caractériser et documenter	
ATQ3	Contre-étalonnage absolu	1,0 %	2,0 %

**Notes du tableau 6**

ITQ1 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.

- ITQ2,3 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 de l'accélérateur 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.
- ITQ4 Fondé sur les seuils de tolérance pour les indicateurs d'angle du bras et du collimateur décrits dans les rapports du TG-40<sup>(10)</sup> et du TG-142<sup>(13)</sup> de l'AAPM.
- ITQ5,6 Fondé sur le rapport du TG-40 de l'AAPM<sup>(10)</sup>. Les spécifications des fabricants peuvent être utilisées pour définir des seuils de tolérance et d'intervention propres à l'appareil.
- ITQ7 Fondé sur le rapport du TG-40 de l'AAPM<sup>(10)</sup> et sur une étude les spécifications des fabricants.
- ITQ8 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.
- ITQ9 Identique à IMQ6.
- ATQ1 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 d'IMRT. 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.
- ATQ2 Identique à AMQ1.
- ATQ3 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 référence obtenue selon les protocoles du TG-51 de l'AAPM<sup>(2)</sup>, du TRS-398 de l'AIEA<sup>(4)</sup> ou du TG-148<sup>(14)</sup>. 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	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
<b>Fantômes</b>			
<b>Première utilisation</b>			
IPM1	Densité électronique, homogénéité	caractériser et documenter	
IPM2	Dimensions des plaques ou des pièces	caractériser et documenter	

**Notes du tableau 7**

IPM1,2 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.

## Remerciements

Nous souhaitons remercier les nombreuses personnes qui ont participé à l'élaboration de ce code de pratique, notamment : Laurent Tantôt, John Grant et Kyle Malkoske (rédacteurs adjoints) ; le comité consultatif sur l'assurance de la qualité et la radioprotection (QARSAC), le conseil d'administration de l'OCPM, Erika Brown et le comité directeur du PCQR, ainsi que toutes les personnes qui ont émis des commentaires lors de la phase de révision publique du présent code de pratique.

## Références

1. Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie. Codes de pratique du contrôle de la qualité technique pour les centres canadiens de radiothérapie [En ligne]. 31 déc 2015 [cité le 1er mai 2016]. Disponible : <http://www.pcqr.ca/programmes/controle-de-la-qualite-technique>
2. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, Nath R, Rogers, DWO. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Med Phys. 1999 [cité le 3 juin 2016];26(9):1847-70. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.598691>
3. Ma CM, Coffey CW, DeWerd LA, Liu C, Nath R, Seltzer SM, Seuntjens JP. AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology. Med Phys. 2001 [cité le 3 juin 2016];28(6):868-93. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.1374247>
4. 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 [En ligne]. Vienne (AT): L'Agence; 2000 [cité le 3 juin 2016]. Disponible : [http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398\\_scr.pdf](http://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/trs398_scr.pdf)
5. Pai S, Das IJ, Dempsey JF, Lam KL, LoSasso TJ, Olch AJ et al. TG-69: radiographic film for megavoltage beam dosimetry. Med Phys. 2007 [cité le 3 juin 2016];34(6):2228-58. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.2736779>
6. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL et al. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM radiation therapy committee Task Group 55. Med Phys. 1998 [cité le 3 juin 2016];25(11):2093-115. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.598407>
7. Gerbi BJ, Antolak JA, Deibel FC, Followill DS, Herman MG, Higgins PD et al. Recommendations for clinical electron beam dosimetry: supplement to the recommendations of Task Group 25. Med Phys. 2009 [cité le 3 juin 2016];36(7):3239-79. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.3125820>
8. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, LoSasso TJ, Mechalakos JG, Mihailidis D et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. Med Phys. 2009 [cité le 3 juin 2016];36(11):5359-73. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.3238104>

9. Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med Phys.* 2011 [cité le 3 juin 2016];38(3):1313–38. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.3514120>
10. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee Task Group 40. *Med Phys.* 1994 [cité le 3 juin 2016];21(4):581–618. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.597316>
11. Cygler JE, Scalchi P. MOSFET dosimetry in radiotherapy. Dans : Rogers DWO, Cygler JE, rédacteurs. *Clinical Dosimetry Measurements in Radiotherapy*. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 2009. 1128 p.
12. Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF, Meigooni AS. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM radiation therapy committee Task Group No. 43. *Med Phys.* 1995 [cité le 3 juin 2016];22(2):209–34. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.597458>
13. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med Phys.* 2009 [cité le 3 juin 2016];36(9):4197–212. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.3190392>
14. Langen KM, Papanikolaou N, Balog J, Crilly R, Followill D, Goddu SM et al. QA for helical tomotherapy: report of the AAPM Task Group 148. *Med Phys.* 2010 [cité le 3 juin 2016];37(9):4817–53. Disponible : <http://dx.doi.org/10.1118/1.3462971>
15. Mayles WPM, Lake R, McKenzie A, Macaulay EM, Morgan HM, Jordan TJ, Powley SK, rédacteurs. *Physics aspects of quality control in radiotherapy – IPEM Report no 81*. York (GB): Institute of Physics and Engineering in Medicine; 1999. 286 p.