

Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie
Codes de pratique du contrôle de la qualité technique
de l'imagerie par résonance magnétique utilisée
pour la planification en radiothérapie

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

8 sept 2020

MRI.2020.09.01

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.

Experts examinateurs

Beibei Zhang
Princess Margaret Cancer Centre, Toronto (Ontario)
Stronach Regional Cancer Centre, Newmarket (Ontario)

Teo Stanescu
Princess Margaret Cancer Centre, Toronto (Ontario)

Keith Wachowicz
Cross Cancer Institute, Edmonton (Alberta)

Jenna King
Simcoe Muskoka Regional Cancer Program, Barrie (Ontario)

Jean-Charles Côté
Centre hospitalier de l'Université de Montréal, Montréal (Québec).

Centres de validation externe

Odette Cancer Centre, Toronto (Ontario)

L'Hôpital d'Ottawa, Ottawa (Ontario)

Traducteur

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

Introduction

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

Le présent document présente en détail les objectifs de performance et les critères de sécurité de l'*Imagerie par résonance magnétique utilisée pour la planification en radiothérapie (IRM de planification)*. Le lecteur trouvera dans le document cadre *Codes de pratique du contrôle de la qualité technique pour les centres canadiens de radiothérapie*⁽¹⁾ une description générale d'un programme de contrôle de la qualité technique et la façon d'interpréter les objectifs et critères de performance détaillés dans le présent document.

Description du système

L'IRM de planification est l'unique objet du présent rapport. L'utilisation de l'IRM lors des traitements (par exemple, le guidage par IRM en salle ou les systèmes hybrides IRM-linacs) n'entre pas dans le cadre actuel du présent rapport.

Les tests de performance conçus pour un système d'IRM utilisé pour la radiothérapie sont différents selon que l'on considère une IRM de simulation utilisée en radio-oncologie ou une IRM diagnostique d'un service de radiologie. Dans le présent document, des considérations et indications générales sont présentées sur les spécifications techniques de l'acquisition d'images.

Les données d'IRM sont utilisées en radiothérapie de deux manières différentes :

- les images RM sont recalées sur les images de tomodensitométrie (TDM) de planification correspondantes pour aider le contourage des cibles et des tissus mous sains, et pour estimer les mouvements anatomiques et les marges de traitement ;
- les images RM sont utilisées seules pour la planification de traitement dans le cas de scénarios prescrits. La version actuelle du présent document décrit les tests pour la première situation, car la planification sur IRM seule n'est pas encore une technologie largement répandue. Cependant, il est prévu qu'il soit mis à jour pour y inclure les tests spécifiques à la planification avec IRM seule lorsqu'elle sera plus communément utilisée et qu'un consensus se dégagera quant aux tests à effectuer.

Les tests du système de sûreté d'un appareil IRM étant plus spécifiques que ceux des systèmes plus couramment utilisés en radiothérapie (p. ex. TDM de simulation, linac), ils sont inclus dans le présent document plutôt que dans les *Codes de pratique du contrôle de la qualité technique des systèmes de sûreté dans les centres canadiens de radiothérapie* du PCQR.

Glossaire

Le glossaire suivant a pour but de clarifier la terminologie spécialisée utilisée dans les présents codes de pratique.

Assignation de densité électronique

Assignation de valeurs de densité électronique (ou, de manière équivalente, de nombre CT) aux voxels d'un groupe d'images en fonction de l'intensité des pixels et/ou de leur distribution locale.

Compatible IRM

Se dit de tout objet dont la sûreté a été démontrée dans tout environnement de RM⁽²⁾. Par conséquent, cet objet ne conduit pas l'électricité et n'est pas magnétique.

Compatible IRM sous conditions

Se dit de tout objet dont la sûreté a été démontrée dans un environnement de RM, sous certaines conditions définies⁽²⁾. Ces conditions doivent aux moins spécifier les limites tolérées des caractéristiques du champ magnétique constant (telles que la puissance de l'aimant, le gradient spatial), du gradient de champ magnétique commuté, et des champs de radiofréquence. Il peut y avoir d'autres conditions d'utilisation.

Distorsion géométrique

Tout décalage entre la position apparente des détails d'une image et leur représentation physique réelle.

Fusion d'images

Création d'un groupe d'images combinant les détails anatomiques de deux groupes d'images ou plus, le plus souvent provenant de différentes modalités d'imagerie. Avant de les fusionner, les groupes d'images sont généralement recalés, de manière rigide ou déformable, afin de faire coïncider les régions anatomiques.

IRM de simulation

Appareil d'IRM dédié à la planification en radiothérapie. Comme les tomodesitomètres de simulation, il est généralement équipé d'une table plate, contrairement aux appareils d'IRM diagnostiques.

Non compatible IRM

Se dit de tout objet qui, dans un environnement de RM, présente un risque inacceptable pour le patient, le personnel médical ou toute autre personne⁽²⁾.

Recalage d'images déformable (DIR)

Alignement d'un groupe d'images sources sur un groupe d'images cibles au moyen d'une transformation locale, étirant ou déformant ainsi les distances entre les points.

Recalage d'images rigide

Alignement d'une image source (2D/3D) sur une image cible (2D/3D) au moyen de translations et de rotations appliquées uniformément à tous les points de l'image. Habituellement, dans le cas d'un recalage IRM-TDM, l'IRM est l'image source, tandis que la TDM est l'image cible, et la transformation est effectuée sur les images 3D plutôt que 2D.

Codes de pratique connexes

Dans le but d'évaluer complètement l'utilisation d'un système d'IRM pour la radiothérapie, des tests additionnels décrits dans des codes de pratique du contrôle de la qualité technique connexes doivent être effectués et documentés, le cas échéant. Disponibles sur pcqr.ca, les codes de pratique connexes au présent document sont :

- Systèmes de planification de traitement
- Tomodensitomètres de simulation
- Systèmes de gestion de données

Tableaux de tests

De nombreux sites de cancer des tissus mous actuellement traités en radiothérapie pourraient bénéficier de l'IRM de simulation. Cependant, cette technologie n'est pas disponible dans tous les départements de radio-oncologie. De plus, à cause du diamètre du tunnel des appareils IRM plus petit que celui d'un TDM de simulation typique, et à cause des antennes surfaciques, les mises en place de patient peuvent être difficiles à reproduire à l'IRM de simulation, quel que soit le site de traitement.

Les images acquises sur un IRM de simulation ou sur un IRM diagnostique peuvent être utilisées dans le processus de radiothérapie aux conditions suivantes :

1. Pour l'utilisation conjointe de l'IRM et de la TDM, les deux séries d'images doivent être acquises à des dates ou heures raisonnablement rapprochées (peu importe l'ordre). La décision devrait être prise avec le médecin traitant suivant le rythme de progression de la maladie et les avantages attendus de l'IRM.
2. La résolution du plan de coupe, l'épaisseur de coupe et la taille de champ (FOV) des images RM doivent être suffisantes pour détecter exactement la lésion, contourner les organes à risque adjacents et, au besoin, recalculer les images sur la TDM de planification. La résolution d'image est

généralement moins bonne dans le contexte thérapeutique qu'en imagerie diagnostique. Les exigences habituelles sur les images RM utilisées en radiothérapie sont :

- a. Une résolution de 1 mm dans le plan de coupe est souhaitable pour la plupart des sites anatomiques.
 - b. Une épaisseur de coupe de 1–2 mm dans le cerveau et de 3 mm dans le reste du corps est souhaitable pour le groupe primaire d'images RM (par exemple, il n'est habituellement pas possible d'obtenir des images pondérées en T2 qui respectent ce critère pour le même temps d'acquisition d'images en pondération T1, les coupes sont généralement plus épaisses et couvrent une plus faible étendue axiale).
 - c. À l'acquisition d'images RM pour la planification en radiothérapie, tout intervalle entre les coupes est déconseillé, car il pourrait manquer des informations cruciales pour le processus radiothérapeutique. L'inconvénient du manque d'intervalle entre les coupes est l'excitation croisée entre coupes adjacentes, ce qui peut modifier le contraste des images.
 - d. Il peut être nécessaire d'utiliser plusieurs séquences RM (c'est-à-dire contrastes) pour pouvoir délimiter la cible radiothérapeutique.
 - e. Le volume d'acquisition d'une IRM est habituellement gardé aussi petit que possible afin de maximiser la résolution d'image et de réduire le temps d'acquisition, tout en évitant les artefacts de repliement. Toutefois, pour qu'une IRM puisse être utilisée en radiothérapie, il faut qu'au moins une acquisition couvre entièrement l'étendue axiale de l'anatomie ciblée. Dans le but de recalcr les images RM sur la TDM de planification, la taille de champ peut être réduite pour optimiser la qualité d'image (p. ex. haute résolution, temps d'acquisition) autour de la cible et des structures à risque, à condition d'avoir assez d'information anatomique sur le site à traiter pour obtenir un bon recalage. Par exemple, lorsqu'on planifie le traitement de lésions cérébrales, le crâne est nécessaire pour faire un recalage exact entre l'IRM et la TDM.
3. En imagerie diagnostique, les acquisitions en 2D sont assez communes parce qu'elles apportent un bon rapport signal sur bruit (RSB) et parce que les exigences de couverture sont faibles. Cependant, imager en 2D provoque des imperfections dans le profil d'excitation des coupes et des distorsions d'une coupe à l'autre. Le rapport signal sur bruit est proportionnel à l'épaisseur de coupe, ce qui implique que des coupes fines (p. ex. 3 mm) sont difficiles à obtenir en imagerie 2D. L'imagerie 3D supprime ces limitations et permet d'obtenir une haute résolution isotropique et un meilleur rapport signal sur bruit, qui sont des exigences pour la radiothérapie. Il faut noter toutefois que le contraste peut être affecté. L'imagerie 3D pondérée en T1 génère des images similaires aux images conventionnelles pondérées en T1, alors que le contraste des images 3D pondérées en T2 peut être différent de celui des images 2D multicoupes conventionnelles pondérées en T2.
4. Lorsqu'elles sont disponibles, il faudrait appliquer les corrections 2D/3D du fabricant pour minimiser les distorsions géométriques dues à l'appareil. De plus, pour atténuer les distorsions

dues au patient, comme les effets du décalage de susceptibilité ou du déplacement chimique, les séquences peuvent être optimisées en augmentant la bande passante de lecture. Les valeurs minimales devraient être 220 Hz/mm et 440 Hz/mm pour des intensités de champ respectives de 1,5 T et 3 T. Les fabricants peuvent exprimer la bande passante dans différentes unités. C'est habituellement plus facile d'obtenir une valeur en Hz/pixel ; mais cette valeur devrait être convertie en Hz/mm pour garder une cohérence (p. ex. un pixel peut avoir une dimension de 1 mm). Il faut noter que ce sont là des valeurs minimums ; certaines sources recommandent des valeurs deux fois plus grandes pour que les variations de susceptibilité provoquent des distorsions inférieures à 1 mm⁽⁴⁾. Il faudrait adopter ces bandes passantes plus larges si le rapport signal sur bruit le permet.

5. Pour l'IRM de simulation, les protocoles d'imagerie de chaque site doivent être réglés avant la mise en clinique. Les protocoles ordinaires d'IRM diagnostique ne respectent pas tous les critères ci-dessus ; donc, si on veut utiliser les images d'IRM diagnostique dans le processus de radiothérapie, il est crucial de collaborer avec le département d'imagerie diagnostique de l'hôpital pour établir des procédures et des protocoles et séquences d'imagerie qui respectent à la fois les exigences pour la radiothérapie et les limites de temps alloué par séquence et par séance. Par exemple, presque tous les systèmes de radiothérapie n'acceptent que des images axiales, alors qu'en imagerie diagnostique, il est commun d'acquérir des images légèrement obliques même dans la direction axiale.
6. L'incertitude géométrique du système devrait être prise en compte dans le processus de radiothérapie. Les tests recommandés pour l'IRM de simulation sont présentés dans les tableaux ci-dessous. Il est possible d'effectuer les tests d'exactitude géométrique définis dans les tableaux ci-dessous sur un appareil d'IRM diagnostique et d'utiliser les résultats pour adapter le processus de radiothérapie.
7. Dans les hôpitaux où le département de radio-oncologie n'a pas de temps alloué au contrôle de la qualité au département d'imagerie diagnostique, il faut tenir compte de l'incertitude géométrique (p. ex. comme contribution aux marges de PTV) si on veut utiliser des IRM diagnostiques dans le processus de radiothérapie. Les limites tolérées d'erreur géométrique dans le processus de radiothérapie sortent du cadre du présent document, car elles dépendent de nombreux facteurs, notamment le site traité, l'exactitude géométrique associée à l'appareil, à la séquence ou à la taille de champ, l'exactitude du recalage d'images, l'incertitude du contourage, l'immobilisation et les stratégies de guidage par l'image.

Les tests des tableaux 1, 2 et 3 sont généralement valables pour les IRM de simulation comme pour les IRM diagnostiques.

Les tests des tableaux ci-dessous et leur description présupposent une bonne connaissance des procédures des tests élémentaires. De plus amples détails sur les méthodologies associées aux tests

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de l'IRM utilisée pour la planification en radiothérapie
Dans la série des Codes de pratique du contrôle de la qualité technique pour les centres canadiens de radiothérapie

génériques sont fournies dans les documents MS de la NEMA⁽³⁻⁵⁾, dans le *MRI Quality Control Manual* de l'ACR⁽⁶⁾ et dans le rapport n° 100 de l'AAPM⁽⁷⁾.

Tableau 1 : Tests de contrôle de la qualité quotidiens et hebdomadaires

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
Quotidien			
D1	Présence d'objets métalliques étrangers dans le tunnel de l'IRM.	Aucun objet métallique présent.	
D2	Tests de sécurité du patient	fonctionnel	
D3	Rapport signal sur bruit	En accord avec la valeur de référence	
D4	Lasers externes de l'IRM de simulation et positionnement de la table	1 mm	2 mm
D5	Erreur géométrique	1 mm	2 mm
D6	Paramètres des protocoles	En accord avec la valeur de référence	
D7	Qualité d'image : résolution	En accord avec la valeur de référence	
D8	Qualité d'image : détectabilité à faible contraste	En accord avec la valeur de référence	
D9	Stabilité de la fréquence centrale	En accord avec la valeur de référence	
D10	Stabilité du gain transmis et de l'atténuation	En accord avec la valeur de référence	
D11	Évaluation des artefacts	fonctionnel	

Notes sur les tests quotidiens et hebdomadaires

Tests du CQ Il s'agit de tests quotidiens pour l'IRM en radio-oncologie et hebdomadaires pour
quotidien ou l'IRM diagnostique.
hebdomadaire

D1 S'assurer qu'aucun objet métallique étranger (p. ex. un plombage, une boucle d'oreille, une épingle à cheveux) n'est présent dans le tunnel de l'appareil. Ces objets peuvent provenir de patients scannés auparavant ou avoir été oubliés après un entretien dans la salle ou la pièce adjacente. Il est important de retirer tout objet métallique étranger afin d'éviter des artefacts, qui peuvent compliquer l'interprétation des informations anatomiques ou ralentir les procédures de scan (p. ex. à cause de la nécessité de résoudre les problèmes ou de rescanner le patient).

- D2 Les tests de sécurité du patient concernent le système de surveillance audiovisuelle, l'interphone (semblable à un linac), la signalisation correcte, l'accessibilité du panneau de dépressurisation s'il y en a un, le bouton avertisseur, l'enquête auprès du patient (c.-à-d. le questionnaire écrit, le questionnaire verbal, le détecteur de métal), la lumière, l'indexation de table si présente (surtout pour les procédures de curiethérapie) et le système de refroidissement (cryostat et niveau d'hélium).
- D3 Ce test peut être effectué sur un fantôme d'uniformité (ou dans la région uniforme d'un fantôme standard) avec l'antenne de corps et/ou une antenne de volume utilisée couramment dans le programme de radiothérapie. Le signal devrait toujours être mesuré avec la même séquence et dans la même région géométrique, sans faire d'acquisitions parallèles. Le bruit devrait être mesuré à l'extérieur du fantôme en choisissant le fenêtrage permettant de voir le seuil du bruit (pour cette mesure, éviter les zones où le bruit présente une structure, par exemple à cause d'images fantômes). Si le temps et les ressources le permettent, on peut répéter ce processus avec les autres antennes utilisées pour la radiothérapie, en faisant une rotation quotidienne ou hebdomadaire. Il faut noter que les antennes de surface génèrent de grandes variations de signal dans le fantôme ; il faut donc prendre bien soin de mesurer le signal toujours dans la même région d'intérêt⁽⁸⁾.
- D4 Ce test a le même objectif que le test D1 dans les *Codes de pratique du contrôle de la qualité technique des tomodesitomètres de simulation* et sa tolérance est cohérente avec celles adoptées pour les salles de traitement. Ce test sert à estimer l'exactitude du positionnement des lasers par rapport au plan d'imagerie à l'isocentre de l'aimant utilisé pour localiser le patient.
- D5 Les niveaux de tolérance et d'action s'appliquent à toute l'étendue de la taille de champ et prennent en compte la non-linéarité des gradients et du champ magnétique principal. Le test nécessite un fantôme dédié et une procédure adaptée aux IRM de simulation. Lorsqu'on établit le protocole de CQ, il faut s'assurer que le profil de distorsion obtenu lors du CQ est bien celui qui est présent dans les séquences utilisées dans le processus de radiothérapie. Même s'il faut idéalement répéter ce test de CQ pour chaque séquence et chaque technique reconstruction (et surtout les corrections de distorsion) qui seront utilisées en clinique, c'est en fait difficile à mettre en place puisqu'au moment d'imager un patient, on a le choix parmi différents types de séquence et leurs variantes.
- Une approche possible est de grouper les séquences présentant des profils de distorsion similaires et de mettre en place des acquisitions de CQ représentatives du pire cas du groupe. Pour qu'un profil de distorsion soit représentatif, il faut respecter

deux conditions principales. Premièrement, la trajectoire de lecture et d'encodage doit être la même, en orientation, en direction et en mode d'acquisition (3D ou 2D multicoupe). Cela s'applique aussi bien aux codages ligne par ligne classiques qu'aux codages complexes radiaires ou en spirale. Deuxièmement, le même algorithme de correction des distorsions doit être appliqué dans la reconstruction, le cas échéant. Si ces deux conditions sont remplies, la séquence ayant le codage avec la plus faible bande passante (pire scénario de distorsion) devrait être identifiée et incluse dans le test de CQ.

Le fantôme de CQ quotidien devrait aussi offrir la possibilité de faire une rapide évaluation de l'erreur géométrique, soit en comparant un nombre limité de mesures manuelles à des dimensions connues, soit de manière automatique. Ces mesures d'exactitude devraient être effectuées dans les trois dimensions (Ant/Post, Gche/Drte, Sup/Inf). Idéalement, les mesures devraient être prises dans la plus grande dimension du fantôme pour mitiger l'effet des biais de mesure. Il faudrait garder un enregistrement des mesures quotidiennes pour chaque appareil afin de détecter les tendances et les mesures proches de la tolérance de manière répétée.

Les départements qui n'ont pas d'IRM de simulation peuvent avoir un accès trop limité pour effectuer les tests et obtenir une erreur géométrique tolérable pour la radiothérapie. Si la situation ne peut pas être résolue, l'incertitude géométrique induite doit être prise en compte dans les marges de PTV de radiothérapie.

- D6 Ce test ne devrait pas demander beaucoup d'efforts, car c'est juste une vérification que les paramètres des protocoles utilisés n'ont pas été modifiés par inadvertance. Voici une liste non exhaustive des paramètres à vérifier : Taille du champ de vue, correction de distorsion géométrique adaptée (en 3D si possible), décalage chimique graisse/eau lié à la bande passante du protocole (p. ex. 1 voxel ou 1 mm), absence d'obliquité dans l'orientation d'image et d'intervalle entre les coupes, et exigence ou non d'englober le contour externe dans l'acquisition des images.
- D7 Dans un fantôme comprenant un module de résolution, déterminer le plus petit motif de résolution qui puisse être distingué, en utilisant toujours la même séquence et les mêmes antennes. Il faut noter que ce test est souvent subjectif ; il est donc recommandé d'avoir une approche cohérente dans l'observation des objets de résolution (visuellement ou automatiquement). On trouve un exemple de ce type de module dans le fantôme d'accréditation de l'American College of Radiology (ACR)⁽⁶⁾.
- D8 Dans un fantôme doté d'un module d'objets de bas contraste, observer et enregistrer les objets de plus bas contraste qui puissent être distingués, en utilisant toujours la

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de l'IRM utilisée pour la planification en radiothérapie
Dans la série des Codes de pratique du contrôle de la qualité technique pour les centres canadiens de radiothérapie

même séquence et les mêmes antennes. On trouve un exemple de ce type de module dans le fantôme d'accréditation de l'ACR⁽⁶⁾.

- D9 Enregistrer la fréquence de résonance que le scanner a calibrée, toujours avec la même mise en place du fantôme et la même séquence.
- D10 Dans une mise en place reproductible du fantôme, surveiller les paramètres du transmetteur, calibré afin d'obtenir le même angle de bascule nominal. Ce test a pour but de garantir la puissance de l'appareil plutôt que de mesurer formellement l'angle de bascule.
- D11 Rechercher la présence d'artefacts pour s'assurer qu'aucun effet ne détériore l'image (p. ex. bruit RF, objet métallique étranger). Cela consiste à réviser les images de test quotidiennes pour détecter des problèmes évidents.

Tableau 2 : Tests de contrôle de la qualité mensuels et trimestriels

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
Mensuel			
M1	Erreur géométrique en 3D (grande taille de champ, fantôme plus grand)	1 mm	2 mm
M2	Pourcentage de signal fantôme (PSG)	En accord avec la valeur de référence	
M3	Évaluation de l'uniformité	En accord avec la valeur de référence	
M4	Épaisseur de coupe	En accord avec la valeur de référence	
M5	Position des coupes	En accord avec la valeur de référence	
M6	Homogénéité de B ₀	En accord avec la valeur de référence	
M7	Vérification des antennes RF	fonctionnel	
M8	Enregistrements	complet	

Notes sur les tests mensuels et trimestriels

Tous ces tests peuvent être mensuels ou trimestriels, selon la fréquence d'utilisation de l'appareil et les ressources disponibles. Bien qu'il ne soit pas impératif de les incorporer au CQ quotidien, les tests les moins exigeants, comme le PSG, l'épaisseur de coupe et la position des coupes, peuvent être inclus au programme de CQ quotidien ou hebdomadaire si le temps et les ressources le permettent.

M1 La procédure de CQ mensuel devrait être élaborée en vue de caractériser la performance géométrique de l'appareil pris dans son ensemble et d'observer les changements à moyen et long termes, alors que, dans le CQ quotidien, on observe plutôt les différences entre séquences. Bien que ce CQ soit appelé « mensuel », puisque c'est sa fréquence minimum, il devrait en fait être effectué après toute mise à jour et tout entretien, même s'ils sont faits par du personnel extérieur. Pour cela, il faut évaluer une grande taille de champ en 3D reproductible, avec la même séquence et en appliquant l'ensemble le plus complet de corrections des distorsions disponibles dans la reconstruction. Le fantôme devrait en particulier permettre de mesurer la distorsion sur l'ensemble du champ d'acquisition 3D. Des mesures de distorsion telles que l'erreur quadratique moyenne (RMS) ou le décalage maximum devraient être faites et enregistrées afin de surveiller les variations de performance. Si le temps le permet, on peut scanner une deuxième fois le fantôme en inversant la direction de lecture et d'encodage. Bien qu'une seule acquisition soit requise dans le cadre du CQ mensuel, l'obtention de données en gradient inverse permet de distinguer les effets de la non-linéarité du gradient et de l'inhomogénéité du champ magnétique principal, ce qui aidera dans le cas où les valeurs de distorsion seraient hors tolérance. Si on ne dispose pas d'un fantôme de distorsion assez grand, on peut utiliser un fantôme géométrique, plus petit, en le plaçant à différents emplacements et en concaténant ensuite les images.

M2 Ce test est une mesure de la quantité de signal faussement localisé en dehors du fantôme généré dans la direction d'encodage de phase. On effectue ce test en prenant une image d'un fantôme uniforme (toujours avec la même séquence et la même disposition d'antennes) avec une taille de champ suffisamment grande pour mesurer les bandes de bruit sur les quatre faces du fantôme. Le signal de bruit de fond moyen de gauche et de droite est soustrait au signal de bruit de fond moyen du haut et du bas. La valeur absolue de cette différence est ensuite divisée par la valeur moyenne du signal dans le fantôme et le résultat est exprimé sous forme de pourcentage :

$$PSG = \frac{|(Sig_{haut} + Sig_{bas}) - (Sig_{gche} + Sig_{drt})|}{2 \times Sig_{intérieur}}$$

Il faut cependant noter que les images sont souvent reconstruites de manière à ce que le bruit ne s'étende pas jusqu'à la bordure du champ. Par conséquent, il est important de choisir un fenêtrage qui permette de visualiser le bruit de fond avant de sélectionner les régions d'intérêt dans lesquelles il sera mesuré – ne sélectionner ces régions que là où le bruit de fond est visible, sous peine de biaiser les résultats. Il faut aussi noter que les mouvements du fantôme peuvent engendrer des images fantômes ; il faut donc prendre de soin de bien l'immobiliser. L'ACR recommande une valeur maximum de 2,5 %⁽⁶⁾, mais l'utilisateur devrait rechercher la cause de toute variation significative par rapport à la valeur de référence.

M3 Ce test est une mesure de l'uniformité de l'image d'un fantôme uniforme. Le principal objectif est de quantifier la largeur du signal (normalisée en divisant par la moyenne) en l'absence de

bruit de fond. Le bruit détériorerait artificiellement l'uniformité mesurée s'il affectait la mesure de la largeur du signal. Le calcul de plusieurs moyennes est donc un bon moyen d'améliorer la mesure. Au-delà de ça, des organismes ont publié des recommandations sur les méthodes de mesure en vue de minimiser l'impact du bruit dans l'évaluation de l'uniformité⁽⁵⁻⁷⁾, notamment l'utilisation de régions d'intérêt d'où sont extraites les valeurs minimum et maximum (plutôt que de prendre la valeur d'un unique pixel)^(3,10) ou une mesure statistique des variations entre pixels par rapport à la moyenne⁽³⁾. Quelle que soit la méthode adoptée, il est essentiel qu'elle soit reproductible pour pouvoir détecter sans erreur des variations par rapport à la valeur de référence. Une soudaine variation d'uniformité peut indiquer, entre autres, un problème d'antenne ou un changement d'homogénéité de B_0 . Ce test devrait être répété avec toutes les antennes utilisées pour la radiothérapie.

- M4 Ce test sert à détecter toute déviation entre l'épaisseur de coupe définie par la séquence considérée et l'épaisseur réelle du matériau excité. Pour ce test, le composant du fantôme est le plus souvent un objet triangulaire ou une fine plaque d'un matériau visible par IRM, qui intersecte le plan de coupe avec un faible angle connu. De cette façon, on peut mesurer la largeur de l'objet sur l'image et en déduire l'épaisseur de coupe :

$$\text{Épaisseur de coupe} = \text{largeur}_{\text{mesurée}} \times \tan \alpha,$$

où α est le petit angle d'intersection connu entre le composant et le plan de coupe. Ce faible angle rend la largeur visible de l'objet bien plus grande que l'épaisseur de coupe et réduit ainsi l'impact de l'erreur de mesure. Il faut noter que l'équation ci-dessus est valide uniquement si la coupe ou le fantôme n'est pas déplacé d'une manière qui pourrait modifier l'angle d'intersection. Pour neutraliser cette source d'erreur, la plupart des fantômes sont équipés de deux plaques ou objets triangulaires intersectant le plan de coupe dans des directions opposées. Ensuite, une combinaison algébrique des deux mesures de largeur permet de compenser l'erreur d'orientation. On trouvera plus de détails dans les normes et les manuels publiés^(5,6).

- M5 Avec ce test, on détermine si la position d'une coupe correspond bien à celle prescrite par le pupitre de commande. Pour cela, le point d'intersection de deux objets triangulaires entrecroisés (intersectant le plan de coupe) est un endroit pratique pour ce test de positionnement de la coupe. La coupe est placée sur ce point d'intersection grâce à une image d'exploration. La coupe est positionnée correctement si les extrémités des pentes des triangles coïncident sur l'image obtenue. Alternativement, en mesurant la séparation entre les deux extrémités, on peut calculer l'erreur de placement de la coupe (si on connaît la pente des triangles à travers le plan de coupe) :

$$\text{Erreur de position} = \frac{\text{Extrémité}_{\text{triangle1}} - \text{Extrémité}_{\text{triangle2}}}{2} \times \tan \beta,$$

où β est l'angle des triangles par rapport au plan de coupe. On trouve un exemple de ces triangles de test dans le fantôme d'accréditation de l'ACR⁽⁶⁾.

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de l'IRM utilisée pour la planification en radiothérapie
Dans la série des Codes de pratique du contrôle de la qualité technique pour les centres canadiens de radiothérapie

- M6 On vérifie ici l'homogénéité globale du champ magnétique principal grâce à des métriques comme la largeur à mi-hauteur (FWHM) du pic de résonance (sur un fantôme sphérique uniforme). Une description détaillée de ceci et d'autres méthodes de mesure de l'homogénéité du champ est donnée dans les Références 6 et 7.
- M7 Les connecteurs, câbles et prises des antennes devraient être inspectés pour vérifier l'absence de dommage. Il faudrait utiliser un fantôme assez grand ou plusieurs fantômes pour couvrir tous les éléments de chaque antenne et en tester le fonctionnement. Selon la taille de l'antenne, plusieurs acquisitions avec différents positionnements du fantôme peuvent être nécessaires pour tester tous les éléments de celle-ci. Contrairement au test D3, avec lequel on mesure le RSB pour contrôler globalement la stabilité de l'antenne, on vérifie ici le bon fonctionnement de tous les composants des antennes. On devrait inclure une mesure du RSB (comme au D3) des antennes périphériques utiles à la radiothérapie qui ne sont pas testées régulièrement lors des CQ quotidiens ou hebdomadaires.
- M8 La documentation des résultats des contrôles de la qualité quotidiens, des entretiens préventifs, des appels de service et des suivis subséquents doit être complète, lisible et l'intervenant doit y être identifié.

Tableau 3 : Tests de contrôle de la qualité annuels – IRM

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
Annuel			
A1	Positionnement du patient (antenne, immobilisation compatible IRM, etc.)	fonctionnel	
A2	Processus de correction (2D/3D) des distorsions dues à l'appareil	fonctionnel	
A3	Vérifications ponctuelles de la distribution limite du champ statique.	En accord avec la valeur de référence	
A4	Ventilation de l'IRM	fonctionnel	
A5	Systèmes de surveillance du patient et d'asservissement de la respiration, injecteurs compatibles IRM, systèmes d'anesthésiologie	fonctionnel	
A6	Révision des tendances à long terme des tests quantitatifs quotidiens et mensuels	complet	
A7	Vérification des antennes RF	fonctionnel	
A8	Vérification indépendante du contrôle de la qualité	complet	

Notes sur les tests annuels

Ces tests doivent être effectués chaque année, à toute nouvelle mise en service et après chaque maintenance.

- A1 Ce test doit être effectué à chaque fois qu'un nouveau site ou une nouvelle mise en place sont introduits en IRM de simulation, ou lorsque des modifications sont apportées à la configuration et au processus. Il faut prendre en considération le petit diamètre du tunnel et la disponibilité limitée des accessoires d'immobilisation compatibles IRM.
- A2 Il faudrait scanner un fantôme avec une série de séquences d'impulsions avec et sans la correction 2D/3D des distorsions. En comparant les images acquises avec et sans correction, on devrait pouvoir observer si la correction est appliquée comme demandé. En imagerie 3D, il faut peut-être reformater l'image perpendiculairement à l'orientation originale pour pouvoir vérifier la correction de distorsion dans la 3^e dimension. Sur certains pupitres de commande, l'application de la correction de distorsion dans les trois dimensions peut dépendre de la taille de champ. Il est donc recommandé de tester des séquences avec les petites et grandes tailles de champ.
- A3 En respectant les pratiques de sécurité, mesurer le champ magnétique à quelques endroits immédiatement au-delà de la ligne des 5 gauss (0,5 mT) pour vérifier qu'il est bien en deçà de ce seuil. Il est recommandé de faire des mesures ponctuelles dans les salles adjacentes à l'IRM afin de s'assurer que la ligne des 5 gauss ne s'étend pas dans la zone publique.
- A4 En coordination avec le service des installations matérielles, le conduit d'évacuation de l'hélium devrait être inspecté si possible à l'extérieur du bâtiment pour trouver tout objet visible qui pourrait bloquer le flux gazeux.
- A5 Il faudrait vérifier le fonctionnement des systèmes auxiliaires tels que les systèmes de communication, de surveillance du patient et d'asservissement de la respiration, les appareils d'injection et d'anesthésiologie, etc. Vérifier aussi qu'ils ont été inspectés et étalonnés par du personnel de service qualifié.
- A6 Alors que les résultats de certains tests quotidiens et mensuels sont comparés à leur valeur de référence, il est recommandé de réviser annuellement ces données pour observer leur tendance et leur reproductibilité. Il faudrait aussi réviser les résultats des tests mensuels des systèmes de correction de la distorsion géométrique et rechercher toute tendance négative ou région préoccupante.
- A7 Les connecteurs, câbles et prises des antennes devraient être inspectés pour vérifier l'absence de dommage. Il faudrait utiliser un fantôme assez grand ou plusieurs fantômes pour couvrir

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de l'IRM utilisée pour la planification en radiothérapie
Dans la série des Codes de pratique du contrôle de la qualité technique pour les centres canadiens de radiothérapie

tous les éléments de chaque antenne et en tester le fonctionnement. Selon la taille de l'antenne, plusieurs acquisitions avec différents positionnements du fantôme peuvent être nécessaires pour tester tous les éléments de celle-ci.

- A8 Pour assurer la redondance et une surveillance appropriée, un deuxième physicien médical qualifié (PMQ) doit effectuer au moins une fois par année une vérification indépendante de la mise en œuvre des tests de contrôle de la qualité ainsi que de l'analyse et de l'interprétation des résultats. L'AAPM et l'OCPM donnent une définition claire du PMQ en termes de spécialités et d'organismes de certification ; toutefois, la certification du PMQ exigée pour la spécialité concernant ce test n'entre pas dans le cadre du présent document.

On devrait prêter une attention particulière aux entretiens et mises à jour du système d'IRM. Les tests d'acceptation ou de maintenance préventive fournis par le fabricant dans le cadre d'un contrat de service institutionnel doivent garantir que le système d'IRM fonctionne de manière optimale. Toutefois, les tests mensuels devraient être effectués après une mise à jour matérielle et un CQ mensuel/annuel devrait être fait après une mise à jour logicielle du pupitre de commande de l'IRM.

De plus, si des modifications sont apportées à la salle d'IRM à cause de certaines procédures, de réparations ou d'entretiens, il est recommandé d'effectuer les tests liés au bruit RF afin de vérifier l'absence de sources néfastes de bruit RF.

Tableau 4 : Tests de contrôle de la qualité liés à la radiothérapie

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
Annuel			
ARTP1	Connectivité et intégrité des données DICOM	fonctionnel	
ARTP2	Recalage IRM/TDM – qualité du recalage d'images	1 mm	2 mm
ARTP3	Recalage IRM/TDM – exactitude du recalage	1 mm	2 mm
ARTP4	Fusion IRM/TDM – propagation des contours	1 mm	2 mm
ARTP5	Recalage IRM/TDM – orientation des images	reproductible	
ARTP6	Recalage IRM/TDM – répétabilité du recalage	reproductible	
ARTP7	Recalage IRM/TDM – test de recalage de bout en bout	reproductible	
ARTP8	Vérification indépendante du contrôle de la qualité	complet	

Notes sur les tests annuels

- ARTP1 Les tests de connectivité et d'intégrité des données sont similaires aux tests C2 et C4 des *Codes de pratique du contrôle de la qualité technique des systèmes de gestion de données*.

En plus des caractéristiques usuelles comme l'orientation des images, dans le cas de l'IRM, il faudrait aussi vérifier le type de correction de distorsion appliquée et son enregistrement.

- ARTP2 Ce test est fondé sur ceux du rapport du TG 132 de l'AAPM⁽⁹⁾. Les images recalées (de manière rigide et déformable) devraient être vérifiées qualitativement pour contrôler l'absence de tout mauvais alignement évident et de toute erreur significative de manipulation ou d'échantillonnage due au recalage. Cette évaluation se fait habituellement par exemple en affichant la fusion en damier ou en semi-transparence ou grâce à la superposition de contours. La performance du recalage mesurée devrait respecter les tolérances du tableau ou bien une référence devrait être prise pour comparaison et le résultat documenté.
- ARTP3 Ce test est fondé sur ceux du rapport du TG 132 de l'AAPM⁽⁹⁾ et sur l'expérience clinique le concernant⁽¹⁰⁾. L'exactitude du recalage d'images devrait être caractérisée et l'erreur évaluée quantitativement pour s'assurer qu'elle respecte les tolérances et/ou que les déviations observées sont convenablement prises en compte par d'autres moyens (p. ex. dans les marges de planification). Les métriques appropriées dépendent de la finalité et du type (rigide ou déformable) de recalage, et les seuils d'intervention ont peut-être besoin d'être adaptés. Les méthodes habituelles comprennent des mesures de distance entre points de repère et des comparaisons de volumes mesurées par le coefficient de similarité de Dice, la distance Hausdorff, les déterminants jacobiens. Il est recommandé de faire des mesures sur des images de fantôme géométrique et de fantôme anthropomorphique sur un éventail de transformations appropriées à l'usage clinique. On trouvera une description plus détaillée des méthodes d'évaluation habituelles dans le rapport du TG 132 de l'AAPM. La performance du recalage mesurée devrait respecter les tolérances du tableau ou bien une référence devrait être prise pour comparaison et le résultat documenté.
- ARTP4 Ce test est fondé sur ceux du rapport du TG 132 de l'AAPM⁽⁹⁾. Le cas échéant, on vérifiera que les contours dessinés sur un groupe d'images ont été propagés de manière exacte sur le groupe d'images recalées. Il faut noter que cette évaluation sert à s'assurer que le contour propagé représente exactement la structure d'intérêt associée. La validation supplémentaire de l'exactitude de propagation des contours avec une autre finalité (p. ex. la propagation déformable d'un contour en vue du calcul de la dose accumulée dans la structure représentée) n'entre pas dans le cadre de ce test.
- ARTP5 Des images avec des orientations de patient variées et clairement marquées (tête première/pieds premiers, décubitus ventral/dorsal/latéral) devraient être importées pour en vérifier la taille et l'échelle, l'orientation et les étiquettes DICOM.
- ARTP6 Ce test est fondé sur le rapport du TG 132 de l'AAPM⁽⁹⁾. L'algorithme de recalage d'images devrait donner des résultats répétables et donner une qualité d'image acceptable et un recalage exact. Il est recommandé de recalcr des images de fantômes (géométrique et

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de l'IRM utilisée pour la planification en radiothérapie
Dans la série des Codes de pratique du contrôle de la qualité technique pour les centres canadiens de radiothérapie

anthropomorphe) dans lesquelles on aura introduit des erreurs connues (translations, rotations et, le cas échéant, déformations) et de vérifier que la méthode de recalage donne des résultats exacts, répétables et reproductibles. Chaque clinique devrait s'assurer que la transformation se comporte proprement dans les deux sens.

ARTP7 Ce test est fondé sur le rapport du TG 132 de l'AAPM⁽⁹⁾. Il est recommandé d'acquérir des IRM et TDM d'un fantôme et de les recalcr pour vérifier l'ensemble du processus clinique.

ARTP8 Pour assurer la redondance et une surveillance appropriée, un deuxième physicien médical qualifié doit effectuer au moins une fois par année une vérification indépendante de la mise en œuvre des tests de contrôle de la qualité ainsi que de l'analyse et de l'interprétation des résultats.

Tableau 5 : Tests de contrôle de la qualité préclinique

Article	Test	Performance	
		Tolérance	Intervention
Cas par cas			
PS1	Recalage IRM/TDM – orientation des images	complet	
PS2	Recalage IRM/TDM – qualité du recalage d'images	1 mm	2 mm
PS3	Recalage IRM/TDM – répétabilité du recalage	1 mm	2 mm
PS4	Fusion IRM/TDM – propagation des contours	1 mm	2 mm
PS5	Recalage IRM/TDM – documentation du recalage	complet	

Notes sur les tests liés au patient

PS1 L'orientation et l'échelle des images de patient importées devraient être vérifiées lors du recalage.

PS2 Comme au test ARTP2, la performance du recalage mesurée devrait respecter les tolérances du tableau ou bien une référence devrait être prise pour comparaison et le résultat documenté selon sa finalité.

PS3 Comme au test ARTP3, la performance du recalage mesurée devrait respecter les tolérances du tableau ou bien une référence devrait être prise pour comparaison et le résultat documenté selon sa finalité.

PS4 Comme le test ARTP4, pour des images de patient.

PS5 L'évaluation de la qualité du recalage et de l'acceptabilité des résultats en fonction de leur finalité devrait être documentée pour chaque patient.

Remerciements

Nous souhaitons remercier les nombreuses personnes qui ont participé à l'élaboration de ces codes de pratique, notamment : Michelle Nielsen et Kyle Malkoske (rédacteurs adjoints) ; Brige Chugh et Claire Footit (centres de validation externe) ; 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 des présents codes de pratique.

Références

1. Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie. Codes de pratique du contrôle de la qualité technique pour les centres canadiens de radiothérapie [en ligne]. 31 déc. 2015 [cité le 1^{er} mai 2016]. Disponible : <http://www.pcqr.ca/programmes/controle-de-la-qualite-technique>
2. ASTM F2503-13, Standard Practice for Marking Medical Devices and Other Items for Safety in the Magnetic Resonance Environment, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2013. Disponible : www.astm.org
3. National Electrical Manufacturers Association, (2014) "Determination of Image Uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Images", NEMA Standards Publication MS 3-2008(R2014).
4. National Electrical Manufacturers Association, (2014) "Determination of Signal-to-Noise Ratio and Image Uniformity for Single-Channel Non-Volume Coils in Diagnostic MR Imaging", NEMA Standards Publication MS 6-2008(R2014).
5. National Electrical Manufacturers Association, (2010) "Determination of Slice Thickness in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging", NEMA Standards Publication MS 5-2010.
6. Ron Price, Jerry Allison, Geoffrey Clarke, et al. Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual, American College of Radiology, 2015.
7. AAPM Report No. 100 – Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities (2010).
8. National Electrical Manufacturers Association, (2014) "Determination of Signal-to-Noise Ratio and Image Uniformity for Single-Channel Non-Volume Coils in Diagnostic MR Imaging", NEMA Standards Publication MS 6-2008(R2014).

9. Kristy K. Brock, Sasa Mutic, Todd R. McNutt, et al. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. Medical Physics. 2017;44(7): e43- e76.
10. Kujtim Latifi, Jimmy Caudell, Geoffrey Zhang, et al. Practical quantification of image registration accuracy following AAPM TG-132 report framework. J Appl Clin Med Phys. 8 juin 2018. Disponible : <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/acm2.12348>