

Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie
Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la tomographie par
émission de positons–tomodensitométrie (TEP-TDM)
utilisée en planification de 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

31 mars 2021

PET.2021.03.01

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

Ran Klein, PhD

Département de médecine nucléaire, L'Hôpital d'Ottawa, Ottawa (Ontario)

Mike Oliver, PhD, MCCPM

Health Sciences North, Sudbury (Ontario)

Dan La Russa, PhD, FCCPM

Programme de médecine des rayonnements, L'Hôpital d'Ottawa, Ottawa (Ontario)

John Agapito, MS, MCCPM

Windsor Regional Hospital, Windsor (Ontario)

Stewart Gaede, PhD, MCCPM

London Health Sciences Centre, London (Ontario)

Jean-Pierre Bissonnette, PhD, MCCPM, FCOMP

Princess Margaret Cancer Centre, Toronto (Ontario)

Arman Rahmim, PhD, DABSNM

BC Cancer, Vancouver (Colombie-Britannique)

Carlos Uribe, PhD, MCCPM

BC Cancer, Vancouver (Colombie-Britannique)

Traducteur

Laurent Tantôt, MS, DABR

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 PCQR reçoit le soutien financier et stratégique du Partenariat canadien contre le cancer (PCCC), qui œuvre au Canada dans le domaine du cancer pour en réduire le fardeau sur les citoyens. 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.

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

Le présent document présente en détail les objectifs de performance et les critères de sécurité de la *Tomographie par émission de positons–tomodensitométrie utilisée pour la planification en radiothérapie (TEP-TDM 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.

Dans le processus de planification en radiothérapie, les informations physiologiques obtenues par tomographie par émission de positons (TEP) peuvent aider à la délimitation de la cible et à l'identification des régions métaboliquement actives en vue d'une potentielle escalade de dose. Ces informations issues de la TEP peuvent aussi servir à épargner les tissus sains, ce qui améliore les chances de guérison sans complications. Cependant, la planification de radiothérapie à partir d'une TEP est une application assez récente qui n'est pas encore utilisée communément et elle nécessite un contrôle de la qualité plus complet que la TEP diagnostique habituelle. Pour le présent rapport, une revue a été faite des guides de pratique du contrôle de la qualité actuels concernant l'association de la TEP et de la TDM pour la planification de radiothérapie, et une liste complète de tests de contrôle de la qualité a été dressée pour la planification de radiothérapie fondée sur la TEP. Ces tâches de contrôle de la qualité supplémentaires sont assez peu nombreuses et ne devraient pas représenter un obstacle majeur à l'extension de l'utilisation de la TEP pour la planification de radiothérapie.

Description du système

Le but de la radiothérapie est d'administrer aux volumes cibles la dose de radiation prescrite tout en épargnant les tissus sains voisins. Pour atteindre cet objectif, les propriétés radiologiques de l'anatomie du patient doivent être représentées de manière exacte dans le système de planification de traitement où la dose est calculée. Ces informations anatomiques, comme les contours des structures cibles et des structures d'évitement, sont communément obtenues à partir des images d'un TDM de simulation.

Les systèmes hybrides modernes TEP-TDM allient deux sous-systèmes : un TEP, qui génère des images 3D de processus fonctionnels dans le corps, et un TDM aligné sur celui-ci. Le TDM fournit des images d'atténuation afin de localiser les lésions anatomiques et permet en même temps de corriger exactement l'effet d'atténuation des photons dans les images TEP. Ces systèmes hybrides sont souvent équipés d'un TDM diagnostique complet pouvant aussi faire office de TDM de simulation pour la planification. En leur ajoutant une table plate et des lasers isocentriques, ces systèmes hybrides pourraient répondre aux exigences d'un TDM de simulation. On distingue quatre méthodes d'utilisation d'un TEP-TDM pour la planification, par ordre croissant de complexité technique et d'exactitude de traitement :

- 1) La visualisation côte à côte des données diagnostiques du TEP-TDM et des images d'un TDM de simulation, à partir desquelles le radio-oncologue définit manuellement les volumes de traitement sur la TDM de simulation en se guidant sur la TEP-TDM, puisqu'il peut être difficile de faire un recalage d'images exact à partir de deux positions de patient différentes (2). Cette méthode repose sur les pratiques actuelles et ne fait aucunement appel aux capacités des TEP-

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

TDM modernes pour la planification et la simulation. Elle est de plus limitée par une faible reproductibilité entre utilisateurs et une faible exactitude.

- 2) Le recalage par un logiciel des données du TEP-TDM sur les images du TDM de simulation, pour guider la délimitation des volumes de traitement (3). En principe, cette approche n'est pas limitée comme la première. Le recalage des images est habituellement obtenu en faisant un recalage par transformation affine d'une TDM sur l'autre, ce qui est facilité si le patient est en position de traitement sur les deux séries d'images. Bien que le recalage déformable, qui permet de corriger des positionnements différents du patient, soit un sujet de recherche actuel, son utilisation courante en clinique n'est toujours pas faisable. Le recalage d'images est donc dans ce cas inexact et limite l'exactitude de la délimitation des cibles et de la planification de traitement qui s'ensuit.
- 3) L'acquisition de données de TEP-TDM avec le patient en position le traitement et l'utilisation de celles-ci pour dessiner les volumes cibles et planifier le traitement sans avoir recours à d'autres images de TDM de simulation. Cette méthode vise à exploiter entièrement les données du TEP-TDM pour la délimitation des cibles et les calculs de dosimétrie ; mais elle nécessite une table plate et un système mural de lasers d'alignement dans la salle du TEP-TDM, afin de reproduire exactement la position du patient en salle de traitement. À ce jour, les TEP-TDM de simulation sont encore peu répandus à cause des contraintes dans le flux de travail et de l'absence de remboursement. Néanmoins, cette méthode est offerte et jugée faisable grâce à la tendance actuelle vers l'utilisation clinique de TEP-TDM de simulation, aux moindres coûts en FDG, et parce que les tests de CQ requis pour cette méthode recouvrent ceux des deux méthodes précédentes. Cependant, il faut remarquer qu'en incorporant tout le processus de simulation de radiothérapie dans le flux de travail d'acquisition d'images TEP-TDM, ce qui implique souvent la conception et la mise en place d'accessoires d'immobilisation et le marquage du patient, la durée des séances de TEP-TDM peut être allongée. Cela réduit certainement la cadence de patients imagés sur les TEP et risque d'augmenter l'exposition du personnel (4).
- 4) La solution possible pour combiner la simulation de radiothérapie et l'acquisition d'images TEP-TDM est d'abord de pratiquer la planification sur un TDM de simulation avant de reproduire le positionnement du patient sur un TEP-TDM, ce qui permet de faire un recalage d'images exact à partir de simples transformations rigides. Pour cela, il faudrait inclure une phase de conversion du TEP-TDM pour y installer une table plate et déployer des accessoires d'immobilisation qui peuvent être utilisés rapidement et de manière reproductible et sécuritaire. Une attention particulière devrait être portée au fait que l'anneau du TEP-TDM peut être plus petit et ainsi limiter le positionnement du patient. Cette méthode d'acquisition d'images TEP-TDM améliore l'exactitude de recalage des images avec celles du TDM de simulation (5–7).

L'assurance de la qualité des TEP-TDM de simulation est presque identique à celle des TDM de simulation, à laquelle on ajoute des tests de CQ spécifiques à la TEP. Puisque le PCQR a déjà publié un code de pratique détaillé du contrôle de la qualité technique (TQC) des TDM de simulation (8) et qu'il le maintient à jour, un code de pratique complémentaire devrait être créé pour les tests spécifiques à la TEP-TDM, minimisant ainsi les duplications et les incohérences résultant de l'évolution de ces codes de pratique. Les appareils

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

de TEP-TDM étant rarement dédiés à la radiothérapie, ils sont souvent installés dans un département d'imagerie diagnostique (p. ex. en médecine nucléaire ou en radiologie). Il est donc essentiel de partager les responsabilités entre départements et d'assurer une bonne coordination si l'on veut garantir la qualité du processus complet de simulation par TEP-TDM.

Glossaire

CQ – contrôle de la qualité

LDH – largeur au dixième de la hauteur

LMH – largeur à mi-hauteur

NECR – taux de comptage équivalent au bruit de fond

ROI – région d'intérêt

RT – radiothérapie

RTP – planification de radiothérapie

SUL – valeur de fixation normalisée à la masse maigre

SUV – valeur de fixation normalisée

TDM – tomodensitomètre/tomodensitométrie

TEP – tomographe/tomographie par émission de positons

TQC – (codes de pratique du) contrôle de la qualité technique

Codes de pratique connexes

Tests de performance

Il faut se référer aux tests de performance lorsqu'on sélectionne un nouveau système, lorsqu'on fait l'acceptation d'un nouvel équipement et juste avant l'échéance de la période de garantie du fabricant. La National Electrical Measurements Association (NEMA) a élaboré la norme NU 2-2012 (10) qui est devenue le standard de facto pour l'évaluation de la performance des systèmes de TEP. Cette norme décrit les instruments et les procédures de mesure des paramètres de performance du système, notamment la résolution spatiale, la fraction de coïncidences diffusées, les taux de comptage, le nombre de coïncidences fortuites, la sensibilité, l'exactitude des corrections et la qualité d'image. La NEMA a depuis publié la version NU 2-2018 (11) dans laquelle deux nouvelles procédures ont été ajoutées pour mesurer la résolution temporelle des détecteurs sur les systèmes TEP dotés de la technologie temps de vol, et pour mesurer l'exactitude de recalage des données sur les systèmes TEP-TDM ; cette dernière est particu-

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

lièrement utile pour la TEP de planification. Parallèlement, les tests de performance de l'équipement de TDM sont décrits en détail dans des documents de recommandations de l'American Association of Physicists in Medicine (AAPM) (12), de la Commission électrotechnique internationale (IEC) (13) et d'autres organisations professionnelles similaires. Ces tests sont aussi résumés dans la Référence (14).

Tests d'acceptation et mise en service

Les systèmes TEP-TDM nouvellement acquis ou modifiés de manière importante devraient être testés afin de s'assurer que leur performance respecte les spécifications du fabricant et celles définies dans l'appel d'offres (15,16). Les utilisateurs peuvent se familiariser avec le système en participant activement à son acceptation. Après les tests d'acceptation, la mise en service est une batterie complète de tests de performance destinés à établir les valeurs de référence auxquelles les résultats des tests seront par la suite comparés pour vérifier que les performances du système restent stables et acceptables pendant sa durée de vie.

Mises à jour et entretien du système

Une attention particulière doit être apportée en cas d'entretien ou de mise à jour d'un système de TEP-TDM. Les tests d'acceptation ou d'entretien préventif fournis par le fabricant dans le cadre d'un contrat de service institutionnel doivent garantir que le système de TEP-TDM fonctionne de manière optimale. Cependant, les tests mensuels devraient être effectués après toute mise à jour matérielle et le CQ mensuel ou annuel devrait être fait après une mise à jour logicielle sur l'ordinateur du TEP-TDM.

Contrôle de qualité régulier

Le contrôle de qualité régulier est effectué pour garantir la stabilité du système dès sa mise en service et pour déterminer de manière proactive le besoin d'entretien. Les tests de CQ périodiques (p. ex. quotidiens, mensuels, trimestriels) sont généralement définis par le fabricant et peuvent différer des directives générales en raison de la technologie (p. ex. détecteurs semi-conducteurs ou tubes photomultiplicateurs) et de la faisabilité (p. ex. CQ automatisé). Des directives de CQ régulier ont été établies par plusieurs groupes professionnels et, avec une déclaration de consensus sur les exigences en matière d'imagerie diagnostique, elles ont été publiées par la Joint Commission on the Accreditation of Healthcare Organizations (JCAHO) sous la forme d'une liste générale d'exigences en matière d'assurance de la qualité (9). Le Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie a établi son propre guide de pratique du contrôle de la qualité technique (TQC) sous forme de résumé de normes concernant la fréquence et la tolérance des tests (17).

Les recommandations de grands organismes professionnels internationaux ont été incluses dans cette revue (Tableau 1). Un résumé des activités de CQ régulier et des fréquences recommandées est présenté dans la section « Tableaux des tests », ainsi que des références dans lesquelles on pourra trouver plus de détails sur chaque test. Les tolérances des TQC ont été utilisées lorsqu'elles étaient disponibles, sinon les valeurs les plus strictes de la littérature examinée ont été adoptées. Cette liste est destinée à servir de guide de pratique et peut donc ne pas être optimale pour tous les types d'équipement et toutes les

**Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie**

utilisations. Le lecteur trouvera dans les références (14,18) des instructions complètes pour l'assurance de la qualité des TEP-TDM.

Tableau 1 : Liste des références de CQ connexes étudiées

Titre	Année de révision	Organisation professionnelle	Modalité	Référence
Task Group 174 Report: Utilization of [¹⁸ F]Fluorodeoxyglucose Positron Emission Tomography ([¹⁸ F]FDG-PET) in Radiation Therapy	2019	American Association of Physicists in Medicine	TEP-TDM	(7)
Code de pratique du contrôle de la qualité technique des tomodensitomètres de simulation	2016	Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie	TDM de simulation	(8)
Technical standard for medical nuclear physics performance monitoring of PET imaging equipment	2016	American College of Radiologists et American Association of Physicists in Medicine	TEP	(18)
Diagnostic Imaging Requirements	2015	Joint Commission on the Accreditation of Healthcare Organizations	TEP, TDM, IRM, médecine nucléaire	(9)
Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation	2010	European Association of Nuclear Medicine	TEP, activimètre	(19)
PET/CT and radiotherapy: data transfer, radiotherapy workflow and quality assurance	2010	-	TEP, TDM, RTP	(2)
Quality assurance for PET and PET/CT systems	2009	Agence internationale de l'énergie atomique	TEP, TDM	(14)
Quality assurance of PET/CT for radiation therapy	2008	-	TEP, TDM, RTP	(20)
Routine quality control of clinical nuclear medicine instrumentation: A brief review	2008	-	TEP, TDM, activimètre	(21)
Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66	2003	American Association of Physicists in Medicine	TDM de simulation	(22)

**Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie**

Dans le but d'évaluer complètement la performance d'un PET-TDM utilisé pour la RTP, 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

Les codes de pratique du TQC sont mentionnés tout au long du document comme ressources primaires afin d'éviter des instructions contradictoires lors de la mise à jour de ces documents vivants.

Le programme d'assurance de la qualité devrait être supervisé par un ou plusieurs médecins formés ayant une expertise en imagerie diagnostique, en médecine nucléaire et en radiothérapie. Les tests de CQ fréquents peuvent être effectués par des technologues formés, mais les résultats devraient être révisés assez rapidement par un médecin afin de détecter l'équipement qui ne répondrait pas à ses spécifications techniques de fonctionnement.

Tableaux de tests

Les Tableaux 2 à 7 listent par ordre de fréquence les tests de CQ requis pour la TEP-TDM de planification. Ces tableaux présentent aussi les tests approfondis par rapport à ceux effectués sur un TEP-TDM diagnostique à partir du *Code de pratique du contrôle de qualité technique des TDM de simulation* du PCQR (8) (✓ = tests approfondis ; Ⓢ = tests effectués plus fréquemment).

Tableau 2 : Tests de contrôle de la qualité quotidiens et hebdomadaires

Article		Tolérance	Pour RTP
Quotidien			
* Faire un roulement pour tester toutes les tensions maximales (kV _p) utilisées en clinique.			
† Peut être hebdomadaire si le système est stable, mais nécessaire les jours où il est utilisé pour la RTP.			
PT-D1	Stabilité des détecteurs du TEP	Recommandations du fabricant	
PT-D2	Résolution temporelle des coïncidences pour les TEP avec temps de vol	Recommandations du fabricant	
CT-D1	Lasers (alignement, espacement, mouvement) [†]	±1 mm	✓
CT-D2	Nombre CT de l'eau – moyenne (exactitude) ^{*†}	0 ± 4 UH	
CT-D3	Nombre CT de l'eau – écart-type (bruit) ^{*†}	Reproductible (±10 % ou ±0,2 UH de la valeur de référence, le plus élevé des deux)	

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

CT-D4	Nombre CT de l'eau – moyenne selon la position (uniformité) *	±2 UH	
CT-D5	Système de monitoring de la respiration	Fonctionnel	
CT-D6	Système audiovisuel d'encadrement du patient (le cas échéant)	Fonctionnel	
PT-W1	Ajustement du gain des tubes photomultiplicateurs	Recommandations du fabricant	
OT-D1	Stabilité de l'activimètre (exactitude de l'horloge, tension, réglage de zéro, activité de fond)	±5 %	

Notes sur les tests quotidiens et hebdomadaires

PT-D1–2 et PT-W1 Conformément aux instructions du fabricant, ces tests sont généralement semi-automatisés et ne nécessitent qu'une confirmation de la réussite du test et de l'absence d'artefacts visuels dans les sinogrammes enregistrés. Les tests mesurent la stabilité des détecteurs du TEP. Sur les scanners à temps de vol, ils mesurent la capacité du système à estimer la différence entre les temps d'arrivée des deux photons d'annihilation.

Le test hebdomadaire met à jour les gains du détecteur pour compenser les changements de comportement des cristaux dans le temps. Voir les références (14) et (20) pour plus de détails.

CT-D1–6 Voir le TQC sur les tomodesitomètres de simulation (8).

OT-D1 Selon les instructions du fabricant, suivre la procédure du contrôle de la qualité quotidien, avec un radioisotope à longue demi-vie (p. ex. ¹³⁷Cs), pour tester l'exactitude et la stabilité (19).

Tableau 3 : Tests de contrôle de la qualité mensuels

Article	Tolérance	Pour RTP	
Mensuel (ou après entretien du système)			
‡ Effectuer chaque fois que le dessus de table est démonté et réinstallé.			
CT-M1	Exactitude du niveau de table †	±2 mm	✓
CT-M2	Lasers (orthogonalité et orientation)	±1 mm sur la longueur de projection du laser	✓
CT-M3	Exactitude du déplacement de table †	±1 mm	✓
G-M1	Enregistrements	Complet	

**Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie**

Notes sur les tests mensuels

CT-M1-3 Voir le TQC sur les tomodesitomètres de simulation (8).

G-M1 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 (16).

Tableau 4 : Tests de contrôle de la qualité trimestriels

Article		Tolérance	Pour RTP
Trimestriel (ou après entretien du système)			
PT-Q1	Normalisation et étalonnage du système TEP	Acceptation visuelle. Le nouvel étalonnage devrait être validé par une image du fantôme d'homogénéité (fantôme Flood) reconstruite en appliquant toutes les corrections. La moyenne mesurée de l'indice SUV dans une région de 10 cm au centre du fantôme devrait être $1,0 \pm 0,1$. Moins de 5 % de variation de la constante d'étalonnage par rapport à la précédente (23,24).	
PT-Q2	Uniformité de l'image TEP reconstruite	$\pm 5\%$ de la valeur de référence	
PT-Q3	Recalage TEP-TDM	± 1 pixel ou ± 1 mm	
CT-Q1	Exactitude des nombres CT (plus de 4 matériaux)	± 5 UH	
CT-Q2	Résolution 3D à bas contraste	Reproductible (fixer le seuil d'intervention à l'acceptation)	🕒
CT-Q3	Résolution spatiale 3D à haut contraste (à 10 % et à 50 % de la fonction de transfert de modulation)	Reproductible ($\pm 0,5$ pl/cm ou $\pm 15\%$ de la valeur de référence, le plus élevé des deux)	🕒

**Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie**

CT-Q4	Épaisseur de coupe (profil de sensibilité)	Reproductible (+0,5 mm de la valeur de référence pour des coupes ≥ 2 mm, ± 50 % de la valeur de référence pour des coupes de 1 à 2 mm, $\pm 0,5$ mm de la valeur de référence pour des coupes < 1 mm)	🕒
CT-Q5	Amplitude et période du marqueur lues par le logiciel de monitoring ou le pupitre de commande du TDM	± 1 mm ; $\pm 0,1$ s	✓
CT-Q6	Reconstruction du 4D-CT	Fonctionnel	✓
CT-Q7	Amplitude mesurée de déplacement des cibles en 4D-CT	< 2 mm	✓
CT-Q8	Intégrité géométrique et positionnement des cibles mouvantes à chaque phase respiratoire de la TDM 4D	± 2 mm (LMH) par rapport à la mesure de référence (tolérance supérieure pour les amplitudes plus grandes que 2 cm)	✓
CT-Q9	Nombre CT moyen et écart-type d'une cible en mouvement, à chaque phase	± 10 UH et ± 10 % par rapport à la mesure de référence (tolérance supérieure pour les amplitudes plus grandes que 2 cm)	✓
CT-Q10	Reconstruction des images 4D à niveau d'intensité variable (Avg, MIP, minIP)	± 2 mm (LMH) par rapport à la mesure de référence (tolérance supérieure pour les amplitudes plus grandes que 2 cm)	✓
CT-Q11	Transmission des images 4D au système de planification de traitement	Fonctionnel	✓
OT-Q1	Linéarité de l'activimètre	Recommandations du fabricant	

Notes sur les tests trimestriels

PT-Q1 Ce test sert à mesurer l'efficacité du cristal et à en corriger les hétérogénéités qui dégradent l'image. Le scanner est aussi étalonné avec l'activimètre pour s'assurer que les calculs de valeur de fixation normalisée (SUV) sont exacts et que les images sont de nature quantitative (14).

Le test est effectué à l'aide d'un fantôme cylindrique uniforme de concentration radioactive connue (selon les recommandations du fabricant, il peut s'agir d'un fantôme scellé rempli de ^{68}Ge ou d'un fantôme non scellé pour ^{18}F). Les données de normalisation

sont acquises selon les instructions du fabricant. Un coefficient d'étalonnage reliant les événements détectés à la concentration d'activité connue est également calculé. Le test est réussi lorsqu'une image reconstruite à l'aide des nouveaux paramètres établis de normalisation et du coefficient d'étalonnage est visuellement uniforme, et que la moyenne SUV_{moy} mesurée dans un grand champ de vision à l'intérieur du fantôme est proche de 1. Les données doivent également être comparées aux mesures précédentes afin de détecter les grands changements d'étalonnage, qui pourraient indiquer des erreurs de procédure dans le test (23,24).

PT-Q2 Le fantôme cylindrique du test PT-Q1 est utilisé pour mesurer la réponse du système à la distribution homogène de l'activité (14). Une image du fantôme est reconstruite en appliquant toutes les corrections (c.-à-d., temps mort, atténuation, diffusé, etc.) et en utilisant les paramètres du protocole clinique standard de l'institution. Sur chaque coupe axiale de l'image, une grille de carrés de 10 mm × 10 mm est dessinée. On enregistre les concentrations maximum, minimum et moyenne c dans chaque grille k sur chaque image i . La valeur maximale de non-uniformité sur toutes les images (NU_i) doit être rapportée :

$$NU_i = \text{Max} \left\{ \begin{array}{l} \frac{\text{Max}(c_k) - \text{Moy}(c_k)}{\text{Moy}(c_k)} \times 100 \\ \frac{\text{Moy}(c_k) - \text{Min}(c_k)}{\text{Moy}(c_k)} \times 100 \end{array} \right.$$

PT-Q3 Ce test permet de s'assurer que les informations fonctionnelles de la TEP sont correctement alignées avec les informations anatomiques de la TDM (14). L'alignement dépend des composants mécaniques du scanneur TEP-TDM. Des corrections supplémentaires sont apportées par une matrice de transformation calculée par logiciel qui traduit et fait pivoter un domaine d'image vers l'autre. La procédure varie en fonction du fabricant. En général, un fantôme contenant de petites sources de ^{68}Ge placées à différentes positions dans le champ de vision est scanné à la fois par TDM et par TEP. Des poids sont ajoutés sur la table pour simuler l'effet de la présence d'un patient. La matrice de transformation est calculée de manière à recalculer les centroïdes des différentes sources d'une modalité d'imagerie sur ceux de l'autre.

Dans le document NEMA NU 2-2018 (11), un nouveau protocole a été ajouté pour tester le recalage de la TEP-TDM. Il fait appel à des sources comme ^{18}F ou ^{22}Na , servant de marqueurs, dans des matériaux de plus de 500 UH sur une TDM. L'emplacement des centroïdes dans les deux images est vérifié pour déterminer l'erreur de recalage CE pour chacun des marqueurs de référence :

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

$$CE = \sqrt{(x_{\text{centPET}} - x_{\text{centCT}})^2 + (y_{\text{centPET}} - y_{\text{centCT}})^2 + (z_{\text{centPET}} - z_{\text{centCT}})^2}$$

Comme ce document est encore assez récent, tous les TEP-TDM actuels ne suivent pas exactement cette procédure.

CT-Q1-11 Voir le TQC sur les tomographes de simulation (8).

OT-Q1 Le test de linéarité mesure la réponse à des radioisotopes sur un grand intervalle d'activités utilisées dans le département. On utilise une fiole contenant une forte activité et on mesure cette activité à plusieurs reprises jusqu'à ce qu'elle ait atteint un bas niveau. Il est recommandé d'effectuer le test en mesurant à partir d'une activité de l'ordre de quelques gigabecquerels jusqu'à ce qu'elle ait décliné à moins de 1 MBq. L'activité mesurée dans l'activimètre est alors comparée à l'activité calculée à partir de la demi-vie du radioisotope. On s'attend à ce que le tracé de l'activité mesurée en fonction de l'activité calculée suive la fonction identité. Autrement, on peut utiliser des tubes dont l'atténuation est spécifiquement conçue et calibrée pour reproduire la décroissance d'un radioisotope donné.

On trouvera plus d'information dans la Référence (19).

Tableau 5 : Tests de contrôle de la qualité annuels

Article		Tolérance	Pour RTP
Annuel			
PT-A1	Sécurité mécanique et électrique	Recommandations du fabricant	
PT-A2	Résolution spatiale du TEP	Spécifications du fabricant	
PT-A3	Sensibilité du TEP	Spécifications du fabricant	
PT-A4	Fantôme de qualité d'image de la TEP (sphères chaudes, barres froides, exactitude)	Valeur de référence Intégrité spatiale du fantôme en TEP et TDM : erreur de largeur et hauteur du fantôme ≤ 2 pixels (ou ≤ 2 mm)	
PT-A5	Performance des taux de comptage en TEP (fraction de coïncidences diffusées, perte de comptage, coïncidences fortuites)	Spécifications du fabricant	
PT-A6	Résolution temporelle en temps de vol (le cas échéant)	Valeur de référence	

**Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie**

CT-A1	Dose au patient donnée par la TDM, CTDI (ou largeur du profil radiatif de la source de rayons X) ; adulte et enfant	± 10 % de la valeur de référence	
CT-A2	Production des rayons X : kV_p , CDA, linéarité de la charge (mAs)	± 2 kV_p , ± 10 % par rapport à la valeur de référence (CDA et mAs)	
CT-A3	Inclinaison du statif (le cas échéant)	$\pm 0,5$ %	✓
CT-A4	TDM 4D : Résolution spatiale 3D à faible contraste à chaque phase respiratoire	Reproductible (fixer le seuil d'intervention à l'acceptation)	
CT-A5	TDM 4D : Résolution spatiale 3D à haut contraste à chaque phase respiratoire	Reproductible (fixer le seuil d'intervention à l'acceptation)	
CT-A6	TDM 4D : épaisseur de coupe (largeur du profil de sensibilité) à chaque phase respiratoire	Reproductible (fixer le seuil d'intervention à l'acceptation)	
CT-A7	Planification simulée	± 2 mm	
G-A1	Enregistrements	Complet	
G-A2	Vérification indépendante du contrôle de la qualité	Complet	
G-A3	Révision des tendances à long terme des tests quantitatifs quotidiens et mensuels	Complet	
Autre			
OT-A1	Exactitude géométrique de l'activimètre	± 5 %	
OT-A2	Exactitude de l'affichage du moniteur de la console	Recommandations du fabricant	
OT-A3	Exactitude et fidélité de la balance pour patient	$\pm 0,1$ kg pour un poids < 100 kg $\pm 0,2$ kg pour un poids ≥ 100 kg	
OT-A4	Hauteur du patient	± 5 mm	

Notes sur les tests annuels

- PT-A1 Ce test vise à s'assurer que les composantes mécaniques et électriques du TEP-TDM fonctionnent selon les spécifications du fabricant. Suivre toutes les recommandations du fabricant et inspecter le capot, le déplacement de table, les commandes, les connecteurs et tous les accessoires connectés à l'appareil (14,18,25).
- PT-A2 Le but de ce test est de mesurer la résolution tomographique dans l'air et de s'assurer qu'elle n'est pas modifiée par l'acquisition ou la reconstruction. La procédure implique d'imager 3 sources ponctuelles de ^{18}F de forte activité dans des tubes capillaires. Les tubes sont placés en trois différents endroits dans le champ de vision, mais toujours dans le même plan longitudinal. Le positionnement des sources dans le champ de vision a évolué au fil des

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

versions de la norme NEMA ; il est donc important de vérifier auprès du fabricant quelle version devrait être suivie. Les images obtenues sont reconstruites avec une taille de pixel trois fois plus petite que la résolution attendue du scanneur (en général inférieure à 1,5 mm par pixel). Les profils des sources sont générés dans chaque direction. La largeur à mi-hauteur (LMH) et la largeur au dixième de la hauteur (LDH) sont calculées. On calcule aussi les moyennes des résolutions tangentielle et radiale. La LMH ne devrait pas dépasser les spécifications fournies par le fabricant (11,14,18).

PT-A3 Ce test mesure le taux de comptage de coïncidences vraies par unité de concentration d'activité (p. ex. en kcps/MBq) pour une source linéaire dans une configuration standard. On acquiert plusieurs TEP de la source linéaire dans des gaines d'aluminium de différentes épaisseurs, qui atténuent le signal. On extrapole ensuite les résultats au cas où aucun matériau atténuateur n'est présent. Pour cette procédure, on se place au centre du champ de vision et à 10 cm de l'axe central. On s'attend à ce que la sensibilité soit supérieure ou égale à celle annoncée par le fabricant (11,14,18).

PT-A4 L'objectif de ce test est de générer des images simulant un patient avec des lésions chaudes et froides et du diffusé provenant de l'extérieur du champ de vision. La qualité d'image est évaluée en mesurant le contraste et la variabilité du bruit de fond, l'exactitude des corrections d'atténuation et des coïncidences diffusées et l'exactitude de la mesure de radioactivité. La procédure prévoit d'imager le fantôme corporel NEMA CEI comportant six sphères de tailles différentes.

Les deux plus grosses sphères sont remplies d'eau, sans radioactivité. Les quatre autres sphères sont remplies d'une solution 8 fois plus radioactive que le bruit de fond (certains fabricants conseillent aussi un rapport de 4:1). On place une source linéaire dans un fantôme cylindrique en plastique afin de générer du diffusé à l'extérieur du champ de vision. Les images devraient être reconstruites avec le protocole de corps entier standard recommandé par le fabricant.

On sélectionne la coupe où le contraste entre les sphères chaudes et froides est maximal et on définit des ROI autour de chaque sphère. Le diamètre de ces ROI devrait être aussi proche que possible du diamètre interne des sphères. Dans la région de bruit de fond et sur la même coupe, on définit des ROI de même taille que celles des sphères chaudes et froides (cf. la norme NEMA pour l'emplacement de ces ROI). Toutes ces ROI sont alors copiées sur les quatre coupes voisines, ce qui donne un total de 60 ROI de bruit de fond pour chaque sphère (12 sur chacune des 5 coupes). À partir des concentrations d'activité connues, le nombre moyen de comptes dans chaque ROI chaude, froide et dans le bruit de fond est utilisé pour calculer le contraste et la variabilité du bruit de fond.

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

Une ROI de 3,0 cm de diamètre est dessinée dans l'insert de poumon sur chaque coupe. Si les corrections des coïncidences diffusées et de l'atténuation sont exactes, on s'attend à une valeur proche de zéro. Douze autres ROI de 3,0 cm de diamètre, créées dans la zone de bruit de fond, sont utilisées pour calculer l'erreur relative dans l'insert de poumon et sur chaque coupe. On la calcule en faisant le rapport du nombre de coups moyen dans la ROI de poumon et du nombre moyen correspondant dans les 12 ROI de la zone de bruit de fond.

Finalement, l'exactitude de la mesure d'activité est obtenue à partir de l'activité connue dans la zone de bruit de fond au moment du remplissage du fantôme comparée à la moyenne des concentrations de radioactivité mesurées dans les 12 ROI de bruit de fond de 3,7 cm de diamètre.

En affichant une fusion des images, on s'assure que le recalage des images TDM et TEP est exact. On s'assure de l'intégrité spatiale des modalités TEP et TDM en mesurant la largeur et la hauteur du fantôme sur la TDM et en vérifiant que les résultats s'accordent aux mesures physiques avec une tolérance de ± 2 pixels (ou ± 2 mm).

Voir les Références (11,14,18) pour des informations complémentaires.

PT-A5 Ce test mesure la contribution des coïncidences diffusées, perdues et fortuites sur l'image. Tous ces effets dégradent la qualité d'image et l'exactitude des mesures. Il est préférable d'avoir une faible fraction de coïncidences diffusées (rapport entre les coïncidences diffusées et la somme des coïncidences vraies et diffusées). La performance des taux de comptage permet d'évaluer l'exactitude des mesures à haut et à bas taux de comptage. Le taux de comptage équivalent au bruit de fond (NECR) est généralement utilisé pour représenter la performance des taux de comptage en fonction de la concentration d'activité. La connaissance du NECR maximal et de la concentration d'activité correspondante permet d'optimiser l'activité injectée au patient. Les calculs utilisent la loi de Poisson et prennent en compte la contribution des coïncidences vraies, diffusées et fortuites au taux de coïncidences total.

Pour la mesure, on utilise une source linéaire de 70 cm placée dans un cylindre plastique et décalée de l'axe central. Il est recommandé de se fier aux spécifications du fabricant pour connaître l'activité volumique initiale à préparer. Plusieurs acquisitions sont faites à intervalles inférieurs à la moitié de la demi-vie du radioisotope (p. ex. ^{18}F), et à intervalles réduits au voisinage du maximum de la courbe du NECR. La durée de chaque acquisition devrait être inférieure au quart de la demi-vie du radioisotope. L'analyse pourrait être légèrement différente d'un système à l'autre, selon la possibilité ou non de mesurer les coïncidences fortuites.

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

Sur chaque sinogramme (un par acquisition), on fixe à 0 la valeur des pixels à plus de 12 cm du centre du fantôme. Ensuite, chaque projection (ligne) du sinogramme est décalée de telle manière que son pixel de valeur maximale soit centré, puis toutes les projections sont additionnées. On trace alors le nombre total de coïncidences en fonction de la distance au centre du sinogramme. La somme des coïncidences diffusées et fortuites, le total des coïncidences et les coïncidences non diffusées peuvent être obtenus à partir de ce tracé. La fraction de coïncidences diffusées est alors calculée pour chaque coupe et chaque acquisition. Le NECR pour chaque acquisition j et chaque coupe i est calculé à partir du taux de coïncidences total et des taux de coïncidences vraies et fortuites selon la formule :

$$NECR_{i,j} = \frac{R_{t,j}^2}{(R_{tot,i,j} + \kappa R_{r,i,j})}$$

où R_t est le taux de coïncidences vraies, R_{tot} est le taux de coïncidences total et R_r est le taux de coïncidences fortuites. Le paramètre κ prend la valeur suivante :

$$\kappa = \begin{cases} 0 & \rightarrow \text{équipement sans soustraction des coïncidences fortuites} \\ 1 & \rightarrow \text{équipement avec soustraction des coïncidences fortuites} \end{cases}$$

Le NECR total du système pour l'acquisition j est la somme des $NECR_{i,j}$ sur toutes les coupes i .

La fraction de coïncidences diffusées, le NECR maximum et l'activité volumique correspondante permettant de l'obtenir doivent respecter les spécifications du fabricant.

Voir les Références (11,14,18) pour des informations complémentaires.

- PT-A6 On teste ici la capacité du système à mesurer la séparation temporelle entre les deux photons d'une coïncidence. Pour cela, suivre les recommandations du fabricant. Généralement, la mesure est faite avec une source linéaire de ^{18}F à l'intérieur d'un tube d'aluminium placé au centre de l'appareil. Le système enregistre les coïncidences, leurs temps d'arrivée et génère un histogramme. La LMH calculée sur cet histogramme donne la résolution temporelle du système. La valeur de celle-ci ne doit pas être supérieure aux spécifications du fabricant (11,14,18).
- CT-A1-7 Voir le TQC sur les tomodensitomètres de simulation (8) et (22).
- GA1-3 Voir le TQC sur les tomodensitomètres de simulation (8) et (16).
- OT-A1 Le test de géométrie de l'activimètre sert à vérifier que la valeur de l'activité mesurée ne dépend pas de la géométrie de l'échantillon. Pour cela, on teste toutes les seringues et fioles utilisées pour préparer les doses. Avec chacune, on mesure la valeur de l'activité dans le

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

volume initial. On répète ensuite les mesures en ajoutant une solution saline ou de l'eau dans les seringues et les fioles pour augmenter le volume. Pour chaque seringue et fiole, l'activité doit varier de moins de 5 % par rapport à la valeur initiale. S'il existe des variations supérieures à 5 %, on calculera un facteur d'étalonnage pour utilisation clinique. Par la suite, on vérifiera que les valeurs mesurées ne s'éloignent pas des valeurs de référence. De manière similaire, à l'aide d'une seringue, on teste la stabilité de la mesure d'activité quand la source est progressivement sortie de la chambre à puits. On s'assure que les mesures d'activité restent stables et proches de la valeur de référence sur une plage de déplacement de plus de 5 cm.

On trouvera plus d'information dans la Référence (19).

- OT-A2 Les écrans des ordinateurs cliniques devraient être testés et étalonnés au moins annuellement à l'aide d'une sonde dédiée et selon la procédure du fabricant. Au minimum, les écrans qui présentent une décoloration notable, ont une luminance dont la non-uniformité dépasse 30 %, dont l'exactitude de la réponse en luminance DICOM dévie de >10 % et qui ne peuvent être étalonnés devraient être remplacés (26).
- OT-A3 Aucun code réglementaire ou standard n'a été trouvé sur le contrôle de qualité des balances médicales. Cependant, dans les instructions des fabricants, il est demandé de les tester avec des poids standard pour un total de l'ordre du poids d'un patient (p. ex. 100 kg). Il faut effectuer ces tests annuellement ou après un déplacement ou un entretien de la balance. L'erreur ne doit pas dépasser 0,1 kg pour des poids <100 kg et 0,2 kg au-delà.
- OT-A4 Aucun code réglementaire ou standard n'a été trouvé sur le contrôle de qualité des toises médicales. Il faudrait cependant en tester l'exactitude annuellement ou après un déplacement ou un entretien, par exemple à l'aide d'un mètre ruban.

**Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie**

Tableau 6 : Tests de contrôle de la qualité spécifiques au patient

Article		Tolérance	Pour RTP
Cas par cas			
PS1	Patient bien identifié	Concordance des informations d'identification	
PS2	Bonne préparation du patient	Concordance avec la demande d'examen	
PS3	Bon positionnement du patient	Concordance avec le plan de traitement	
PS4	Protocole et paramètres d'imagerie corrects	Concordance avec la demande d'examen et le formulaire des technologues	
PS5	Recalage des images TEP et TDM	Recalage correct	
PS6	Qualité d'image	Qualité diagnostique	

Notes sur les tests spécifiques au patient

Au moins trois formulaires doivent être remplis pour s'assurer que la procédure de TEP-TDM sera suivie de manière optimale :

1. Un formulaire de dépistage devrait être rempli par le responsable de la prise des rendez-vous et devrait contenir des informations sur les médicaments du patient, le diabète, la claustrophobie, les préoccupations liées à la position couchée pour la TEP-TDM et, pour les femmes, si elles sont enceintes ou si elles allaitent.
2. Un questionnaire que le patient doit remplir et présenter le jour de son rendez-vous. Ce questionnaire devrait inclure des questions sur le passé médical du patient (p. ex. asthme, diabète, tabagisme). Il devrait aussi informer sur la présence d'implants ou de tout autre objet étranger dans le corps du patient. Il devrait en outre inclure un petit questionnaire à cocher pour s'assurer que le patient se présente à jeun au rendez-vous (si exigé), qu'il a bu assez d'eau et qu'il a apporté la liste des médicaments qu'il prend.
3. Une fiche de travail pour les technologues du TEP-TDM, qui inclut des données du patient comme son nom, sa date de naissance et son âge. Les technologues doivent noter le poids et la taille du patient, sa glycémie, ses allergies, le radioisotope qui lui sera administré, ainsi que l'activité initiale dans la seringue, l'activité résiduelle après injection et les temps de mesure. Le volume du radiotracer et le site d'injection devraient aussi être notés. Le protocole d'imagerie, notamment l'étendue des images (p. ex. corps entier, du vertex aux cuisses), devrait être décidé avant l'arrivée du patient à la clinique et noté sur la fiche de travail des technologues.

Ces formulaires à remplir servent à s'assurer que les tests du

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

Tableau 6 décrits ci-dessous ont été effectués correctement.

- PS1 Le nom, la date de naissance et les données médicales du patient devraient être vérifiés avec lui avant d'entamer la procédure. Au moins deux informations supplémentaires fournies par le patient doivent concorder avec celles sur la demande d'examen (27).
- PS2 Il faut consulter le formulaire des technologues du TEP-TDM et vérifier que le protocole d'imagerie et la préparation du patient sont conformes à la demande. Si le patient n'est pas capable de supporter cette préparation, quelques accommodations particulières peuvent être nécessaires. S'il existe une ambiguïté, on consultera les médecins déclarants ou le médecin traitant du service (27).
- PS3 Il faut s'assurer que le positionnement du patient concorde avec celui du plan de traitement, ce qui comprend tous les accessoires d'immobilisation et l'indexation correcte sur la table. Ces informations devraient figurer sur la fiche de travail des technologues. Après l'acquisition du topogramme et avant de continuer par l'acquisition de la TEP-TDM, on s'assurera que le positionnement du patient et le champ de vue sont tels que définis sur la fiche de travail des technologues (7).
- PS4 Les paramètres d'acquisition des images devraient être préconfigurés dans le système pour toutes les procédures habituelles et ils devraient être documentés dans un protocole clinique. Le protocole d'imagerie devrait déjà figurer sur la fiche de travail des technologues. Avant de prendre le topogramme, le protocole sélectionné devrait être vérifié avec celui noté sur la fiche des technologues. Si des modifications doivent être apportées au protocole, elles devraient être documentées par les technologues (27).
- PS5 Pendant la reconstruction de la TEP, il faut s'assurer que le recalage entre la TDM et la TEP est exact. Si le patient bouge de façon significative entre les deux acquisitions (surtout près des cibles), il faut envisager de répéter les acquisitions avec un champ de vision réduit. On peut choisir de corriger le déplacement par un recalage rigide si c'est approprié, mais les petites corrections ne sont pas recommandées, car elles amplifient généralement les erreurs de recalage. On peut tester cela en fusionnant les images TEP et TDM et en recherchant visuel-

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

lement les artefacts de décalage. Pour respecter le principe ALARA, le patient ne devrait pas être désinstallé avant d'avoir vérifié les images afin d'éviter d'avoir à acquérir une TDM supplémentaire (27).

- PS6 Les tests de CQ de la qualité d'image globale comprennent la détection d'artefacts, la vérification de la taille du champ de vision et du contraste de la TDM (le cas échéant). Ils incluent aussi la vérification que les séries d'images sont correctement nommées afin que les médecins de médecine nucléaire puissent facilement comprendre ce qu'ils observent (27).

Équipement auxiliaire

Les images de TEP sont généralement quantifiées en termes de valeur de fixation normalisée (SUV), une quantité dont il a été démontré que la précision est de $\pm 10\%$ sur un large éventail d'appareils avec une assurance de la qualité appropriée et des méthodes standardisées (28). La SUV étant calculée à partir du poids du patient, un CQ périodique devrait être effectué sur les balances selon les recommandations du fabricant (7). Une exactitude de l'ordre de ± 1 kg correspond à une erreur de 1–2 % sur le poids du patient, ce qui est équivalent aux sources cliniques de variabilité comme les vêtements du patient, le contenu intestinal et l'état d'hydratation du patient. Toutefois, une exactitude de l'ordre de $\pm 0,2$ kg est facilement réalisable lors des CQ courants des balances cliniques. De même, les images de TEP sont quelques fois quantifiées en termes de valeur de fixation normalisée par rapport à la masse maigre (SUL), une quantité calculée à partir de la taille du patient. L'exactitude des toises devrait donc être à l'intérieur de ± 5 mm.

Les activimètres servent à mesurer l'activité administrée au patient, qui est utilisée dans le calcul de la SUV ; ils servent aussi à étalonner le système de TEP. Ils doivent donc faire l'objet d'un CQ régulier afin d'en assurer la stabilité. Si plusieurs activimètres sont employés, il faut aussi prévoir des contre-étalonnages. Il faut pour cela suivre les recommandations du fabricant, de même que les directives des organisations professionnelles qui incluent les tests de stabilité, d'exactitude, de linéarité et de sensibilité géométrique et positionnelle dans le CQ régulier (19).

Il est nécessaire de synchroniser les horloges des activimètres et des appareils de TEP pour garantir l'exactitude de la correction de décroissance du radioisotope. Cela peut être facilité grâce à la synchronisation automatique des horloges à partir d'un serveur centralisé. Dans tous les cas, une vérification quotidienne des horloges des activimètres et des systèmes de TEP est recommandée, particulièrement en période de changement d'heure.

Transfert et compatibilité des images

La large adoption du standard DICOM pour le transfert des images et des plans de radiothérapie a beaucoup contribué à la compatibilité entre les systèmes d'imagerie, de visualisation diagnostique et de planification de traitement. Les volumes cibles peuvent ainsi être délinéés aussi bien sur les consoles d'imagerie diagnostique que sur les systèmes de planification de traitement, selon les préférences locales concernant les outils et le flux de travail. Toutefois, la mise en service de nouveaux systèmes doit inclure une validation du transfert des données, en portant une attention particulière à l'orientation des images,

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

à la taille des pixels, aux décalages spatiaux et à la méthode de quantification utilisée (p. ex. SUV). Ces validations devraient être effectuées selon le flux de travail clinique, en utilisant soit les images d'un fantôme, soit les images d'un patient avec des marqueurs matériels visibles sur les images. La position des marqueurs, leur taille et leur espacement peuvent être mesurés sur les images et comparés aux mesures connues. Parmi les marqueurs acceptables, on compte :

- 1) des sources radioactives ponctuelles (p. ex. ^{22}Na),
- 2) des solutions de concentration radioactive standard (p. ex. flacons scellés de FDG en concentration connue) pour valider la mesure d'activité,
- 3) des fils de métal visibles sur la TDM sans introduire d'artefacts.

Les tests d'acceptation, de mise en service et de CQ régulier des systèmes de planification de traitement sont traités en détail dans le rapport du TG-53 de l'AAPM (29) et le document technique n° 1583 de l'AIEA (15).

Reconstruction et traitement des images

Les paramètres de reconstruction et de traitement des images peuvent influencer sur les caractéristiques de ces images, notamment sur le rapport des valeurs de fixation entre la cible et le bruit de fond, la résolution spatiale et le bruit de fond. Cela peut à son tour influencer la perception de la taille et de l'intensité des cibles. Pour garantir une délimitation reproductible des volumes, les méthodes de reconstruction et de traitement des images devraient donc être choisies, validées et sauvegardées avec soin. Comme le patient peut être imagé sur différents appareils au cours de son traitement, il serait idéal d'harmoniser les méthodes de reconstruction et de traitement des images au niveau de la circonscription hospitalière du patient, notamment en ce qui concerne l'évaluation de la réponse tumorale aux traitements (incluant la radiothérapie). Ce changement de méthodologie devrait donc être obtenu par la coordination des équipes de diagnostic et de thérapie. De la même manière, il est recommandé de standardiser au niveau de l'établissement les paramètres par défaut d'affichage des images (p. ex. les palettes de couleurs, le fenêtrage des images seules et des fusions).

Remerciements

Le PCQR souhaite remercier les nombreuses personnes qui ont participé à l'élaboration de ce code de pratique, notamment : Michelle Nielsen et David Sasaki (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, Contrôle de la qualité technique. <http://www.pcqr.ca/programmes/controle-de-la-qualite-technique/>.
2. Fioroni F, Iotti C, Paiusco M, et al. PET/CT and radiotherapy: data transfer, radiotherapy workflow and quality assurance. *Q J Nucl Med Mol Imaging Off Publ Ital Assoc Nucl Med AIMN Int Assoc Radiopharmacol IAR Sect Soc Of*. 2010;54:476–489.
3. Brock KK, Mutic S, McNutt TR, Li H, Kessler ML. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. *Med Phys*. 2017;44:e43–e76.
4. Sam S, Shon IH, Vinod SK, Lin P, Lin M. Workflow and radiation safety implications of (18)F-FDG PET/CT scans for radiotherapy planning. *J Nucl Med Technol*. 2012;40:175–177.
5. Agence internationale de l'énergie atomique. The role of PET/CT in Radiation Treatment Planning for Cancer Treatment Planning. Vienne: Agence internationale de l'énergie atomique; 2008.
6. MacManus M, Nestle U, Rosenzweig KE, et al. Use of PET and PET/CT for Radiation Therapy Planning: IAEA expert report 2006–2007. *Radiother Oncol*. 2009;91:85–94.
7. Das SK, McGurk R, Miften M, et al. Task Group 174 Report: Utilization of [¹⁸F]Fluorodeoxyglucose Positron Emission Tomography ([¹⁸F]FDG-PET) in Radiation Therapy. *Med Phys*. June 2019.
8. Code de pratique du contrôle de la qualité technique des tomodescripteurs de simulation. Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie; 2016:14.
9. Diagnostic Imaging Requirements. Joint Commission on the Accreditation of Healthcare Organizations; 2015:6.
10. NEMA NU-2-2012 Performance Measurements of Positron Emission Tomographs (PETs). 2013.
11. NEMA NU 2-2018 Performance Measurements of Positron Emission Tomographs (PET). 2018.
12. Lin P-J Paul, Beck T J, Borrás C, et al. AAPM Reports - Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners. American Association of Physicists in Medicine; 1993:95.
13. IEC 60601-2-44:2009 | IEC Webstore. <https://webstore.iec.ch/publication/2661>.
14. Agence internationale de l'énergie atomique. Quality assurance for PET and PET/CT Systems. Vienne: Agence internationale de l'énergie atomique; 2009.
15. Agence internationale de l'énergie atomique. Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques: report of the coordinated research project (CRP) on development of procedures for quality assurance of dosimetry calculations in radiotherapy. Vienne: Agence internationale de l'énergie atomique; 2008.

**Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie**

16. Codes de pratique de contrôle de la qualité technique pour les centres canadiens de radiothérapie. Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie; 2015:18.
17. Nielsen MK, Malkoske KE, Brown E, et al. Production, review, and impact of technical quality control guidelines in a national context. *J Appl Clin Med Phys*. 2016;17:3–15.
18. ACR-AAPM Technical Standard for Medical Nuclear Physics Performance Monitoring of PET Imaging Equipment. ACR-AAPM; 2016.
19. On behalf of the EANM Physics Committee; With contribution from the EANM Working Group on Nuclear Medicine Instrumentation Quality Control; Busemann Sokole E, et al. Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2010;37:662–671.
20. Xing L. Quality assurance of PET/CT for radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;71:S38–S42.
21. Zanzonico P. Routine Quality Control of Clinical Nuclear Medicine Instrumentation: A Brief Review. *J Nucl Med Off Publ Soc Nucl Med*. 2008;49:1114–1131.
22. Mutic S, Palta JR, Butker EK, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. *Med Phys*. 2003;30:2762–2792.
23. Lockhart CM, MacDonald LR, Alessio AM, McDougald WA, Doot RK, Kinahan PE. Quantifying and Reducing the Effect of Calibration Error on Variability of PET/CT Standardized Uptake Value Measurements. *J Nucl Med Off Publ Soc Nucl Med*. 2011;52:218–224.
24. Byrd D, Christopfel R, Arabasz G, et al. Measuring temporal stability of positron emission tomography standardized uptake value bias using long-lived sources in a multicenter network. *J Med Imaging*. 2018;5:1.
25. Code de pratique du contrôle de la qualité technique des systèmes de sûreté dans les centres canadiens de radiothérapie. Partenariat canadien pour la qualité en radiothérapie; 2016:15.
26. Bevins NB, Flynn MJ, Silosky MS, Marsh RM, Walz-Flannigan AI, Badano A. Display Quality Assurance, The Report of AAPM Task Group 270.; 2019.
27. Boellaard R, Delgado-Bolton R, Oyen WJG, et al. FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2015;42:328–354.
28. Kaalep A, Sera T, Oyen W, et al. EANM/EARL FDG-PET/CT accreditation - summary results from the first 200 accredited imaging systems. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2018;45:412–422.
29. Fraass B, Doppke K, Hunt M, et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys*. 1998;25:1773–1829.

**Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie**

30. Delbeke D, Coleman RE, Guiberteau MJ, et al. Procedure Guideline for Tumor Imaging with 18F-FDG PET/CT 1.0. *J Nucl Med*. 2006;47:885–95.
31. Fendler WP, Eiber M, Beheshti M, et al. 68Ga-PSMA PET/CT: Joint EANM and SNMMI procedure guideline for prostate cancer imaging: version 1.0. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2017;44:1014–1024.
32. Berthelsen AK, Holm S, Loft A, Klausen TL, Andersen F, Højgaard L. PET/CT with intravenous contrast can be used for PET attenuation correction in cancer patients. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2005;32:1167–1175.
33. Aristophanous M, Berbeco RI, Killoran JH, et al. Clinical Utility of 4D FDG-PET/CT Scans in Radiation Treatment Planning. *Int J Radiat Oncol*. 2012;82:e99–e105.
34. Chi A, Nguyen NP. 4D PET/CT as a Strategy to Reduce Respiratory Motion Artifacts in FDG-PET/CT. *Front Oncol*. 2014;4.
35. Geiger GA, Kim MB, Xanthopoulos EP, et al. Stage Migration in Planning PET/CT Scans in Patients Due to Receive Radiotherapy for Non–Small-Cell Lung Cancer. *Clin Lung Cancer*. 2014;15:79–85.
36. Everitt S, Herschtal A, Callahan J, et al. High rates of tumor growth and disease progression detected on serial pretreatment fluorodeoxyglucose-positron emission tomography/computed tomography scans in radical radiotherapy candidates with nonsmall cell lung cancer. *Cancer*. 116:5030–5037.
37. Mayo CS, Moran JM, Bosch W, et al. American Association of Physicists in Medicine Task Group 263: Standardizing Nomenclatures in Radiation Oncology. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2018;100:1057–1066.
38. Kisilev P, Walach E, Barkan E, Ophir B, Alpert S, Hashoul SY. From medical image to automatic medical report generation. *IBM J Res Dev*. 2015;59:2:1–2:7.
39. Agence internationale de l'énergie atomique. PET/CT atlas on quality control and image artefacts.; 2014.
40. de Jong EEC, van Elmpt W, Hoekstra OS, et al. Quality assessment of positron emission tomography scans: recommendations for future multicentre trials. *Acta Oncol*. 2017;56:1459–1464.
41. Daisaki H, Tateishi U, Terauchi T, et al. Standardization of image quality across multiple centers by optimization of acquisition and reconstruction parameters with interim FDG-PET/CT for evaluating diffuse large B cell lymphoma. *Ann Nucl Med*. 2013;27:225–232.
42. Sunderland JJ, Christian PE. Quantitative PET/CT Scanner Performance Characterization Based Upon the Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging Clinical Trials Network Oncology Clinical Simulator Phantom. *J Nucl Med*. 2015;56:145–152.

**Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP
Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie**

43. PET phantom instructions for evaluation of PET image quality. American College of Radiology; 2010:15.
44. EARL Homepage. <http://earl.eanm.org/cms/website.php>.
45. deKemp R, Caldwell C, Farncombe T, et al. PET imaging standards and quality assurance for the multi-center trials of the Ontario Clinical Oncology Group (OCOG). *J Nucl Med*. 2006;47:365P–365P.

Appendice A – QUALITÉ CLINIQUE

Préparation du patient

Une préparation du patient spécifique devrait être prévue en fonction du traceur isotopique utilisé pour la TEP, de l'état médical du patient et de la tâche clinique. Des codes de pratique pour l'usage spécifique des traceurs sont constamment élaborés par les organisations professionnelles. La Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging (SNMMI) et la European Association of Nuclear Medicine (EANM) publient conjointement des codes de pratique disponibles gratuitement sur leur site web respectif, notamment pour l'usage du [¹⁸F]FDG (27,30) et du [⁶⁸Ga]Ga-PSMA (31).

Pour évaluer correctement la SUV ou la SUL, le poids et la taille du patient doivent être mesurés avec une balance et une toise de haute qualité. De plus, l'activité injectée au patient doit être mesurée de manière exacte en tenant compte de l'activité résiduelle dans la seringue après injection et de l'heure d'injection (pour corriger les désintégrations).

Agent de contraste pour TDM

Des agents de contraste sont souvent utilisés en TDM afin d'améliorer la délimitation des organes pour la planification. Les enjeux concernant la correction non optimale de l'atténuation due aux agents de contraste sur les TDM ont été largement discutés, sauf pour les cas de concentration élevée (p. ex. en phase artérielle) (27,30). L'utilisation de contraste en phase veineuse ou en phase tardive pour la TDM peut modifier légèrement la SUV (32). Néanmoins, l'information supplémentaire apportée par la TEP en planification pourrait réduire les besoins en agents de contraste. On peut aussi acquérir deux TDM, sans puis avec agent de contraste, au prix d'une séance plus longue et d'une exposition du patient au rayonnement supplémentaire.

Positionnement du patient

L'utilisation des TEP diagnostiques pour la planification est généralement déconseillée à cause des différences de positionnement du patient entre la session diagnostique et les sessions thérapeutiques. Il est préférable d'acquérir une TEP sur une table plate et avec les accessoires d'immobilisation appropriés, car cela améliore le recalage informatique de la TEP sur les TDM de simulation.

Idéalement, la simulation et la planification de radiothérapie devraient être effectuées sur des images TEP et TDM dont le recalage est natif (c.-à-d. acquises en même temps sur un système hybride) et avec un positionnement du patient proprement effectué par un technologue en radiologie qualifié. L'utilisation de marqueurs, d'une table plate, d'accessoires d'immobilisation du patient et de lasers d'alignement devrait être intégrée aux processus de TEP afin d'optimiser la reproductibilité du positionnement sur les appareils de radiothérapie. En utilisant les mêmes accessoires, le positionnement du patient sur la TEP-TDM devrait reproduire aussi exactement que possible celui adopté pour le traitement.

Recalage des TEP et TDM

Pour l'évaluation exacte de la correction d'atténuation et de la SUV, on suppose que le recalage natif de la TEP et de la TDM est suffisant. Toutefois, en cas de mouvement du patient, cela peut se révéler

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

insuffisant (généralement localement). Le CQ du recalage des TEP et TDM devrait donc être effectué à chaque fois avant de désinstaller le patient de la table du TEP, comme cela se fait habituellement en imagerie diagnostique (30). Il peut être nécessaire de reprendre des images des régions du corps où le recalage présente de grossières erreurs. Un recalage manuel peut être approprié, mais il est déconseillé de corriger des petites erreurs de recalage, car on pourrait introduire des erreurs humaines.

Il est impossible d'éviter des erreurs de recalage dans les poumons et le foie à cause du temps d'acquisition plus long pour la TEP (2–3 min par position de table) que pour la TDM. Les techniques habituelles d'acquisition de la TDM en inspiration bloquée sont recommandées (30), mais, s'il est critique d'obtenir une délimitation exacte des cibles dans des régions où le mouvement respiratoire est important, on devrait envisager l'acquisition d'une TDM 4D.

Mouvement respiratoire

La TEP asservie à la respiration (4D) est recommandée si on veut tenir compte du mouvement alternatif des poumons, du cœur, du diaphragme et des régions supra-abdominales (5,33,34). En plus des accessoires appropriés pour la thérapie, il est possible d'utiliser le suivi de la cible ou de la modulation d'intensité pour délivrer des distributions de dose exactes et conformes. Malgré la récente introduction en clinique de nouvelles méthodes d'estimation de la fonction respiratoire (fondées sur les données ou bien sans accessoire), la TEP asservie à la respiration repose encore généralement sur l'utilisation de périphériques (p. ex. marqueurs optiques, ceinture spirométrique) permettant ainsi d'associer les coïncidences détectées aux phases respiratoires correspondantes. Il peut y avoir un autre équipement respiratoire à la salle de traitement et celui-ci peut donner des informations d'amplitude de mouvement différentes. Il faut donc que l'assurance de la qualité de cet équipement soit suffisante pour garantir une bonne corrélation entre les systèmes d'asservissement à la respiration et l'administration optimale de la dose.

Maintenant que l'acquisition des données en mode liste est devenue standard sur les systèmes de TEP modernes, il est désormais possible de reconstruire les TEP statiques (3D) et en phases respiratoires (4D) en une seule acquisition. Toutefois, afin de compenser les plus faibles statistiques de comptage à chaque phase, il peut être avantageux de faire des acquisitions plus longues à chaque position de table dans les zones influencées par le mouvement respiratoire, tout particulièrement en présence de petites cibles de faible intensité. Les objets en mouvement sont flous sur des images statiques et les lésions pulmonaires apparaissent plus froides et plus grosses ; mais les logiciels de correction du mouvement sont de plus en plus répandus et permettent de reconstruire des TEP sans mouvement tout en préservant 100 % des données.

Les autres types de mouvement, comme les pulsations cardiaques, les mouvements du patient ou les glissements des organes, ne sont pas pris en compte en radiothérapie, même s'ils peuvent être quantifiés.

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

Délai avant traitement

À cause de la nature dynamique du cancer, le temps passé entre l'imagerie diagnostique ou de simulation et l'administration du traitement est un facteur essentiel dans l'exactitude de délimitation des cibles. Geiger et coll. (35) et Everitt et coll. (36) ont montré que, dans le cancer du poumon non à petites cellules, même en l'espace de quelques semaines, un nombre significatif de patients a vu le stade de son cancer augmenter à cause d'une fixation de FDG accrue dans la tumeur, du grossissement de la tumeur, de l'atteinte de nouveaux ganglions et de l'évolution de l'état métastatique. Ces changements de stadification ont eu pour effet de changer de but du traitement, passant d'une visée curative à une visée palliative, en quelques semaines, ce qui concorde avec d'autres résultats aussi bien pour le cancer du poumon que pour d'autres cancers (35). C'est pourquoi le flux de travail clinique devrait viser un maximum de deux semaines entre la TEP-TDM de planification et le début des traitements.

Protocoles

Le mauvais positionnement du patient, la mauvaise communication et les erreurs humaines demeurent les principales sources de variabilité en planification de radiothérapie, mais elles peuvent être réduites par l'adoption de protocoles clairs et prédéfinis. Ces protocoles devraient être spécifiques à chaque site anatomique et devraient inclure des instructions sur le positionnement du patient, les accessoires d'immobilisation, la mise en place, les protocoles et paramètres d'imagerie, les limites du volume d'examen, l'utilisation d'agents de contraste et toute autre instruction particulière (22). Les paramètres d'imagerie devraient être enregistrés dans des protocoles préconfigurés dans l'ordinateur de l'appareil d'imagerie afin de réduire les erreurs humaines et améliorer le flux de travail. De la même manière, les systèmes d'injection de contraste ou de traceurs devraient aussi être préconfigurés.

Nomenclature

Étant donné que la TEP-TDM nécessite des interactions pluridisciplinaires, il est particulièrement important de promouvoir une communication efficace en employant une nomenclature standard comme celle proposée dans le rapport du TG-263 de l'AAPM (37). Une nomenclature standardisée peut progressivement profiter aux essais cliniques multicentriques et au développement d'applications reposant sur l'intelligence artificielle (38).

Test du système global

La bonne intégration de tous les éléments du flux de travail en radiothérapie devrait être vérifiée à l'aide d'un test de validation global à chaque fois que des changements sont apportés dans l'équipement, les logiciels ou le flux de travail. Pour ces tests globaux, on devrait faire suivre un flux de travail clinique habituel à un fantôme de validation, afin de tester l'alignement et l'orientation de l'objet, l'acquisition, le transfert et le traitement des images, la planification du traitement et son transfert, l'administration du traitement incluant le guidage par l'image, ainsi que la création de documents. On peut vérifier avec des équipements de dosimétrie que le plan a correctement été délivré, mais cet aspect n'est pas abordé dans le présent document.

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

Rôles et responsabilités

Même lorsque la TEP-TDM est destinée à la planification de radiothérapie, les meilleures pratiques voudraient qu'un médecin formé en médecine nucléaire et en radiologie examine les images en temps utile pour évaluer la progression de la maladie et découvrir d'éventuelles informations nouvelles.

L'assurance de la qualité est une responsabilité impliquant toute l'organisation et nécessite donc la collaboration de tous les prestataires de soins et du personnel de soutien. Les physiciens sont responsables du fonctionnement optimal de l'instrumentation et des logiciels, mais ils sont rarement présents physiquement dans le déroulement des soins cliniques. Les technologues sont souvent les premiers à constater des anomalies, qu'elles soient liées à la coopération du patient, à une panne d'équipement ou à des requêtes incorrectes. Il est essentiel que les technologues soient habilités à résoudre les erreurs lorsque c'est possible et à communiquer librement leurs préoccupations et leurs observations au sein de l'équipe de soins. Les radiologues et les radio-oncologues consultent régulièrement les images et autres données cliniques ; ils sont donc bien placés pour détecter rapidement les erreurs et les artefacts. C'est pourquoi ils devraient être bien formés à identifier ces anomalies et les rapporter au plus tôt. L'équipe d'ingénierie biomédicale s'assure que les entretiens sont effectués selon les normes les plus exigeantes et en accord avec les directives du fabricant. Enfin, l'équipe de direction est essentielle pour mettre la qualité en valeur et la soutenir avec des moyens suffisants.

La Référence (39) est une bonne source d'exemples d'artefacts dans les images accompagnés d'une description de leurs causes possibles.

Études comparatives

Comme dans toutes les études comparatives, on fait l'hypothèse que la préparation du patient et les paramètres d'acquisition et de reconstruction des images sont bien contrôlés. Néanmoins, des essais cliniques multicentriques ont montré que le respect des codes de pratique peut être faible et pourrait introduire une variabilité non souhaitable dans les données de l'étude (40). De la même manière, dans les études qui prévoient des images de référence et des images de suivi, il est indiqué de s'assurer que les deux groupes d'images ont été obtenus dans des conditions similaires et prédéfinies. Une attention particulière devrait être apportée au cas où les images ont été prises sur deux systèmes de TEP-TDM distincts, car il n'est peut-être pas possible d'harmoniser les appareils, surtout s'ils sont de modèles ou fabricants différents. Il est donc indiqué de vérifier l'admissibilité des images avant l'étude (41) et de prévoir un contrôle de la qualité usuel pendant la durée de l'étude pour que les données soient de la meilleure qualité possible. Presque toutes les données nécessaires (p. ex. les paramètres d'acquisition et de reconstruction, le temps de fixation du traceur, la glycémie) sont contenues dans l'en-tête du fichier DICOM, mais il faut faire attention que ces données ne soient pas supprimées lorsque les données sont converties, anonymisées ou transférées. Les autres données devraient être enregistrées dans les cahiers de recherche formalisés (CRF) et soumises aussi à un CQ. Il est essentiel que le laboratoire central assure une supervision et une rétroaction rapides envers les équipes d'imagerie afin d'atteindre et de maintenir une qualité optimale tout au long de l'étude.

Codes de pratique du contrôle de la qualité technique de la TEP-TDM utilisée pour la RTP Dans la série des Codes de pratique du TQC pour les centres canadiens de radiothérapie

Dans les essais cliniques multicentriques, il serait particulièrement bénéfique d'utiliser un fantôme standard, car cela facilite la validation qualitative et quantitative de la qualité d'image en réponse à des distributions d'activité connues, et permet de faire une comparaison objective des sites et des équipements. L'apport de telles initiatives a été démontré par des groupes professionnels tels que le Clinical Trials Network (CTN) de la Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging (42), le programme l'accréditation en médecine nucléaire de l'American College of Radiology (43), EANM Research GmbH (EARL) (44) et l'Ontario Clinical Oncology Group (OCOG) (45). Les données des fantômes peuvent donc facilement être accessibles auprès des centres de recherche actifs ou accrédités. Traditionnellement, ces fantômes sont surtout conçus pour la mesure de la fixation en TEP et de la qualité d'image, mais, pour la RTP, une attention particulière devrait aussi être portée à la délimitation des volumes cibles, notamment à leur localisation et à leurs dimensions.

Réviseurs externes

Nom	Centre/affiliation	Adresse courriel
Jeff Frimeth	OCPM	jf@jfmedphys.com
Todd Stevens	Université Dalhousie	Todd.Stevens@HorizonNB.ca