



CONTRÔLE DE QUALITÉ EN
TOMOGRAPHIE PAR ÉMISSION DE
POSITONS COUPLÉE À LA
TOMODENSITOMÉTRIE OU À L'IMAGERIE
PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE

Rapport S.F.P.M. n° 43

Novembre 2025

Société Française de Physique Médicale
Centre Antoine Béclère • 47, rue de la Colonie • 75013 Paris
www.sfpm.fr

AUTEURS DU GROUPE DE TRAVAIL

Claude Comtat, coordinateur	Service Hospitalier Frédéric Joliot, Orsay
Ludovic Ferrer	Institut de Cancérologie de l'Ouest, Nantes
Sébastien Hapdey	Centre Henri Becquerel, Rouen
Malick Koulibaly	Centre Antoine Lacassagne, Nice
Yolande Petegnief	Centre Hospitalier du Valais Romand, Sion, Suisse
Marine Soret	Groupe Hospitalier de la Pitié Salpêtrière, Paris
Perrine Tylski	Hospices civils de Lyon, Lyon

RELECTEURS

David Bourhis	Centre Hospitalier Universitaire de Brest, Brest
Clémentine Marin	Institut Jules Bordet, Hôpital Universitaire de Bruxelles, Anderlecht, Belgique
Nicola Trotta	Institut Jules Bordet - Hôpital Erasme, Hôpital Universitaire de Bruxelles, Anderlecht, Belgique

AVERTISSEMENT

Ce rapport est issu d'un travail d'experts basé sur des informations provenant de sources considérées comme fiables. La SFPM ne peut garantir ou endosser une responsabilité sur ces informations ni sur leur application. La SFPM n'approuve aucun produit, fabricant ou fournisseur et rien dans ce rapport ne doit être interprété comme tel.

AVANT-PROPOS

Depuis son apparition en France à la fin des années 1990, la Tomographie par Émission de Positons (TEP) à usage clinique a acquis une place centrale en médecine nucléaire. L'apport de cette technologie dans la prise en charge des patients n'est à ce jour plus à démontrer, ce qui justifie les nombreux développements proposés par les industriels pour fournir des équipements toujours plus performants. Ainsi, entre 2008, année de la parution du premier rapport SFPM portant sur ces équipements lourds, et 2025, date de publication du présent rapport, la TEP a connu plusieurs (r)évolutions : remplacement des encombrants tubes photomultiplicateurs par des photodétecteurs à semi-conducteurs, intégration de ces détecteurs dans des IRM, amélioration de la mesure du temps de vol, extensions des champs de vue... Autant de raisons qui justifiaient que des experts du domaine se réunissent à nouveau pour proposer aux physiciens médicaux francophones un guide pour les aider à mettre en place efficacement les contrôles de qualité nécessaires à ces dispositifs.

Le quarante-troisième rapport édité par la SFPM, « Contrôle de qualité en tomographie par émission de positons couplée à la tomodensitométrie ou à l'imagerie par résonance magnétique », décrit donc des tests adaptés aux évolutions des techniques et des pratiques survenues dans l'intervalle séparant sa publication de celle du rapport n° 24. Après une première partie qui résume toutes les évolutions de la TEP entre 2008 et 2025, les auteurs amènent leurs lecteurs vers le cœur de leur sujet. Est alors proposée une liste détaillée de contrôles obligatoires ou optionnels qui permettront aux physiciens médicaux concernés de suivre au mieux les performances de leurs machines. En prenant en compte les dernières recommandations en vigueur au niveau international, notamment celles formulées par l'EFOMP en 2022, et en centrant les tests sur la pratique clinique, les auteurs ont eu à cœur d'accompagner leurs descriptions de nombreux conseils, fruit de leur expérience acquise au contact des différents systèmes disponibles sur le marché. Ce guide se veut donc pratique, s'appuyant sur de nombreuses illustrations et tableaux synthétiques, qui permettront aux physiciens médicaux ou à leurs étudiants de se sortir rapidement d'éventuelles ambiguïtés techniques. Mais il est aussi pensé pour s'intégrer de manière fluide aux fonctionnements actuels. Le groupe de travail a en effet manifesté une attention particulière à ce que l'introduction de ces nouveaux contrôles n'augmente pas exagérément les programmes d'assurance qualité existants. Ainsi, en adaptant une grande partie du cadre des contrôles proposés sur celui de la certification EARL, largement adoptée en Europe, les auteurs ont explicitement cherché à optimiser la mise en œuvre pour les physiciens médicaux en routine clinique. Pour toutes ces raisons, le Conseil Scientifique de la SFPM tient donc à souligner la valeur ajoutée et la qualité de ce travail. Il remercie chaleureusement tous les auteurs de ce rapport pour leur engagement et pour le soin qu'ils ont apporté à partager leur expérience avec la communauté des physiciens médicaux. Le CS tient à remercier tout particulièrement Claude Comtat pour avoir accepté de coordonner à nouveau un groupe de travail sur ce sujet central pour la spécialité. Le CS remercie enfin les relecteurs, dont le travail a contribué à enrichir la version finale du rapport 43 de la SFPM.

Jacques-Antoine MAISONOBE pour le Conseil Scientifique de la SFPM, composé de Caroline MOREAU-NOBLET (Coordinatrice), Yves BARBOTTEAU, Marie-Claude BISTON, Ludovic FERRER, Joël GREF-FIER, Lama HADID-BEURRIER, Sébastien HAPDEY, Thomas LACORNERIE, Philippe MEYER, Charlotte ROBERT et Luc SIMON.

Abréviations utilisées

AAPM	Association américaine des physiciens en médecine
APD	photodiode à avalanche
AIEA	Agence internationale de l'énergie atomique
DICOM	<i>digital imaging and communications in medicine</i>
EANM	Association européenne de médecine nucléaire
EARL	<i>EANM Forschungs GmbH</i>
EFOMP	Fédération européenne des organisations de physique médicale
HU	unités Hounsfield
IRM	imagerie par résonance magnétique
LAFOV	<i>long-axial field-of-view</i>
LdR	ligne de réponse
MAP	<i>maximum a posteriori</i>
MLEM	<i>maximum likelihood-expectation maximization</i>
NECR	<i>noise equivalent count rate</i>
OSEM	<i>ordered subsets expectation maximization</i>
PML	<i>penalized maximum likelihood</i>
pNECR	<i>pseudo noise equivalent count rate</i>
SAFOV	<i>short-axial field-of-view</i>
SFPM	Société française de physique médicale
SiPM	<i>silicon photomultiplier</i>
SUV	<i>standard uptake value</i>
TDM	tomodensitométrie
TdV	temps de vol
TEP	tomographie par émission de positons
TPM	tube photomultiplicateur
UTE	<i>ultrashort echo time</i>
ZTE	<i>zero echo time</i>

Table des matières

Abréviations utilisées	3
Introduction	6
1 États de l'art	7
1.1 Techniques et systèmes d'acquisition	7
1.1.1 Événements détectés	7
1.1.2 Enregistrement des images	8
1.1.3 Évolution des systèmes de détection pour la TEP	8
1.1.4 Le scintillateur	8
1.1.5 PhotodéTECTEURS à semi-conducteurs	8
1.1.6 Temps de vol	10
1.1.7 Taille du champ de vue	10
1.1.8 Mode d'acquisition séquentiel ou continu	11
1.1.9 Quelques réalisations industrielles	11
1.1.10 Acquisitions synchronisées à un signal physiologique	11
1.2 Méthodes de correction	13
1.2.1 Corrections d'artéfacts métalliques en TDM	13
1.2.2 Modélisation de la fonction de réponse du tomographe	15
1.2.3 Algorithmes itératifs et régularisation	15
1.2.4 Spécificité de la correction d'atténuation en TEP-IRM	18
2 Contrôles de qualité	26
2.1 Contrôle quotidien	29
2.1.1 But	29
2.1.2 Principe	29
2.1.3 Réalisation du contrôle	29
2.1.4 Analyse des résultats	30
2.1.5 Fréquence et durée d'immobilisation	30
2.1.6 Annexe	30
2.2 Contrôle de l'indice SUV et de l'uniformité de l'image reconstruite	32
2.2.1 But	32
2.2.2 Principe	32
2.2.3 Réalisation du contrôle	32
2.2.4 Analyse des résultats	33
2.2.5 Fréquence et durée d'immobilisation	34
2.2.6 Annexe	34
2.3 Recalage multi-modalité	36
2.3.1 But	36
2.3.2 Principe	36
2.3.3 Réalisation du contrôle	37
2.3.4 Analyse des résultats	38
2.3.5 Fréquence et durée d'immobilisation	38
2.4 Recalage multi-modalité indépendant	39
2.4.1 But	39
2.4.2 Principe	39
2.4.3 Réalisation du contrôle	39

2.4.4	Analyse des résultats	39
2.4.5	Fréquence et durée d'immobilisation	40
2.5	Qualité d'image	41
2.5.1	But	41
2.5.2	Principe	41
2.5.3	Réalisation du contrôle	41
2.5.4	Analyse des résultats	44
2.5.5	Fréquence et durée d'immobilisation	45
2.6	Qualité d'image avec microsphères	46
2.6.1	But	46
2.6.2	Principe	46
2.6.3	Réalisation du contrôle	46
2.6.4	Analyse des résultats	47
2.6.5	Fréquence et durée d'immobilisation	47
2.7	Taux de comptage et exactitude des corrections	48
2.7.1	But	48
2.7.2	Principe	48
2.7.3	Réalisation du contrôle	48
2.7.4	Analyse des résultats	49
2.7.5	Fréquence et durée d'immobilisation	50
2.7.6	Annexe	50
2.8	Correction d'atténuation en TEP-IRM	52
2.8.1	But	52
2.8.2	Principe	52
2.8.3	Réalisation du contrôle	52
2.8.4	Analyse des résultats	52
2.8.5	Fréquence et durée d'immobilisation	53
	Bibliographie	55

Introduction

Ce document s'adresse aux physiciens médicaux en charge du contrôle de qualité des appareils de tomographie par émission de positons (TEP) couplés à la tomodensitométrie (TDM) ou à l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Un premier rapport sur le contrôle de qualité et la mesure de performances en TEP a été publié par la Société française de physique médicale (SFPM) en 2008 [1]. Depuis sa publication, la technologie TEP et son usage ont significativement évolué. De plus, des modèles d'intelligence artificielle se développent pour diversifier plus encore l'offre technologique. Un protocole de contrôle de qualité des installations TEP unifié en répondant aux besoins de l'ensemble de l'offre industrielle imposait une mise à jour des recommandations SFPM de 2008.

Ce document a deux objectifs : faire un état de l'évolution de la TEP depuis 2008 et recommander les modalités du contrôle de qualité en TEP-TDM et TEP-IRM.

Le premier Chapitre décrit les principales évolutions technologiques et méthodologiques des quinze dernières années. Pour la partie instrumentation, un accent particulier est mis sur les photodéTECTeurs à semi-conducteur, le temps de vol, le mouvement continu de la table d'examen, l'allongement du champ de vue axial et la synchronisation de l'acquisition à un signal physiologique. Pour la partie algorithmique, la correction des artefacts métalliques en TDM, la modélisation de la fonction de réponse du détecteur dans l'algorithme de reconstruction et la régularisation de celui-ci sont abordées. Enfin, la spécificité de la correction d'atténuation en TEP-IRM est exposée.

Le second Chapitre détaille les modalités du contrôle de qualité en TEP. Deux catégories sont considérées : les contrôles obligatoires et les contrôles optionnels. Les modalités retenues sont issues de la pratique des rédacteurs du document et des recommandations internationales. Elles sont adaptées pour de l'imagerie ^{18}F -FDG corps-entier, qui demeure la principale application clinique de la TEP. Elles ont été évaluées sur un ensemble de systèmes TEP-TDM et TEP-IRM, représentatif du parc d'appareils TEP installés en France durant la période 2021-2023. Ainsi, les systèmes TEP dédiés organes n'ont pas été pris en compte.

Chapitre 1

États de l'art

Ce chapitre présente l'évolution des principes de l'acquisition des données de TEP, de la reconstruction des images et des techniques de correction depuis la publication en 2008 du rapport numéro 24 de la SFPM, intitulé « Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'émission de positons » [1].

1.1 Techniques et systèmes d'acquisition

1.1.1 Événements détectés

En TEP, la mesure d'un événement correspond à la détection en coïncidence des deux photons issus de l'annihilation du positon avec un électron de la matière. Le système de détection traditionnel est constitué d'un cristal scintillateur couplé à un tube photomultiplicateur (TPM). Les événements détectés sont enregistrés dans un format appelé mode événementiel, ou mode liste (*list-mode* en anglais), avec une entrée par détection. Contrairement au stockage sous la forme d'un histogramme de type sinogramme, ce format permet de définir a posteriori le découpage temporel de l'acquisition.

Les événements enregistrés en TEP ne sont pas tous formés par une paire de photons issus d'une même annihilation et qui s'échappent du corps du patient sans aucune interaction (coïncidence vraie). Lors de l'acquisition du signal, l'interaction des photons dans la matière par effet Compton entraîne la détection de coïncidences diffusées. Tout photon ayant interagi dans l'organisme, que ce soit par effet Compton ou par effet photoélectrique, est considéré comme atténué, qu'il soit détecté (coïncidence diffusée) ou non. Par essence, le principe de la détection en coïncidence génère également l'enregistrement de coïncidences fortuites, pour lesquelles la paire de photons détectés provient de deux annihilations distinctes. Seule une paire de photons non atténués détectés en coïncidence et provenant d'une même désintégration (coïncidence vraie) contribue au signal utile permettant de reconstruire la distribution de la concentration radioactive. La somme des coïncidences détectées (coïncidences vraies, diffusées et fortuites) est appelée coïncidences promptes.

Le *noise equivalent count rate* (NECR) est un indice permettant de caractériser le rapport signal-surface bruit des coïncidences détectées. Il est défini comme le rapport entre le carré du taux des coïncidences vraies (T_v) et le taux des coïncidences promptes (T_p) :

$$NECR = \frac{T_v^2}{T_p}. \quad (1.1)$$

Afin d'estimer le taux de coïncidences fortuites, on peut utiliser le principe de la coïncidence retardée. Un retard temporel est introduit sur l'une des deux entrées du processeur de coïncidences afin de ne détecter que des coïncidences fortuites. Le taux moyen de coïncidences dans la fenêtre retardée est identique à celui des coïncidences fortuites dans la fenêtre prompte. Il est également possible d'estimer le taux moyen de coïncidences fortuites T_F à partir des taux de photons simples T_S (*Singles* en anglais) de la paire de détecteurs a et b en coïncidences :

$$T_F = T_{S_a} \cdot T_{S_b} \cdot 2\tau, \quad (1.2)$$

où 2τ est la largeur totale de la fenêtre de coïncidences.

1.1.2 Enregistrement des images

Les images TEP reconstruites sont enregistrées dans un format compatible avec le standard *digital imaging and communications in medicine* (DICOM). Ce standard définit non seulement un format de fichier indépendant du constructeur, mais également un protocole de transmission des données.

On retrouve dans les divers champs du standard DICOM de nombreuses informations sur le patient, l'acquisition des données, les corrections appliquées et la reconstruction de l'image. Ces informations sont nécessaires à la superposition de l'image TEP avec l'image associée TDM ou IRM, ainsi qu'au calcul de l'indice du *standard uptake value* (SUV). Un changement de format peut conduire à la perte de ces informations.

1.1.3 Évolution des systèmes de détection pour la TEP

Les systèmes industriels sont aujourd'hui presque exclusivement orientés vers l'imagerie clinique du corps entier avec des systèmes hybrides TEP-TDM ou TEP-IRM. La principale contrainte pour ces examens est de limiter l'activité administrée au patient et le temps d'acquisition pour son confort. Les solutions consistent alors à augmenter la sensibilité intrinsèque du détecteur (exprimée par le taux de photons simples détectés par seconde pour une source d'activité donnée), améliorer les performances de comptage en diminuant les pertes dues aux temps morts et agrandir l'angle solide géométrique de détection sans pénaliser la résolution spatiale. Les principales évolutions des systèmes de détection concernent le scintillateur, le photodétecteur, l'électronique et la couverture axiale.

1.1.4 Le scintillateur

Le choix du scintillateur repose sur un compromis entre les taux de coïncidences vraies, diffusées et fortuites, les contraintes de fabrication et le coût. Le cristal idéal doit être dense pour arrêter les photons de 511 keV, rapide pour limiter le temps mort, le taux de coïncidences fortuites et permettre la mesure du temps de vol (TdV), et avoir une bonne résolution en énergie pour limiter le taux de coïncidences diffusées. Les scintillateurs utilisés pour les appareils TEP en 2024 sont le BGO, le LSO et le LYSO/LBS. Leurs principales caractéristiques ainsi que celles du NaI sont présentées au tableau 1.1

Cristal	NaI	BGO	LSO	LYSO $x = 10\%$
Densité (g/cm ³)	3,67	7,13	7,35	7,11
Z_{eff}	50,6	74,2	65,5	65
μ à 511 keV (1/cm)	0,34	0,95	0,87	0,87
Pourcentage d'interaction photoélectrique	17	40	32	31
Rendement lumineux relatif (%)	100	15	75	84
Constante de décroissance de la scintillation τ_d (ns)	230	300	40	41
Résolution en énergie à 511 keV ($\Delta E/E$ %)	6,6	10,2	10	8 à 10
Rendement lumineux intrinsèque (photons/MeV)	38'000	6'000	29'000	33'800

TABLEAU 1.1 – Caractéristiques des principaux scintillateurs utilisés en TEP [2],[3].

Le NaI(Tl) (iodure de sodium dopé au thallium) fût le premier scintillateur utilisé en raison de son faible coût et de son rendement lumineux important lui conférant la meilleure résolution en énergie. Le BGO ($\text{Bi}_4(\text{GeO}_4)_3$, germanate de bismuth) a remplacé le NaI pour la détection des photons de 511 keV en raison de sa densité. Son pouvoir d'atténuation à 511 keV très élevé lui confère une très bonne efficacité de détection. Ce matériau possède cependant un rendement lumineux faible et une constante de temps élevée. Le LSO ($\text{Lu}_2(\text{SiO}_4)\text{O:Ce}$, oxyorthosilicate de lutétium dopé au cérium) est un scintillateur dense et rapide grâce à sa constante de temps assez courte. Il possède un bon rendement lumineux. Le LYSO ($\text{Lu}_{2(1-x)}\text{Y}_{2x}(\text{SiO}_4)\text{O:Ce}$, oxyorthosilicate de lutécium et d'yttrium, avec un pourcentage d'yttrium x pouvant varier selon le fournisseur) est le dernier cristal commercialisé. C'est un cristal rapide comme le LSO, mais il présente un meilleur rendement lumineux que le LSO.

1.1.5 Photodétecteurs à semi-conducteurs

Les TPM ne sont pas compatibles avec des systèmes intégrés TEP-IRM : d'une part, les contraintes géométriques de ces systèmes nécessitent des photodétecteurs plus compacts et les TPM sont également

très sensibles au champ magnétique, même de faible intensité (Tableau 1.2), à cause de l'accélération des électrons dans un tube à vide par un champ électrique.

Les photodéTECTeurs à semi-conducteurs ne présentent pas ces 2 inconvénients. Leur compacité permet de les intégrer facilement dans un système TEP-IRM. Ils sont également peu sensibles au champ magnétique : les porteurs de charge générés par l'interaction des photons de scintillation dans le semi-conducteur sont soumis à un champ électrique intense sur une très fine épaisseur. Ils parcourent ainsi une très petite distance, suffisamment faible pour ne pas être perturbée par un champ magnétique extérieur, même de plusieurs teslas. Ces caractéristiques font des photodéTECTeurs à semi-conducteurs des détECTeurs particulièrement adaptés aux systèmes intégrés TEP-IRM. Par contre, il est primordial de maintenir les photodéTECTeurs à semi-conducteur à une température stable et modérée afin de limiter le bruit thermique à un niveau acceptable.

Afin d'exploiter les photodéTECTeurs à semi-conducteur en imagerie TEP, en raison du nombre limité de photons de scintillation collectés, il est nécessaire d'opter pour des détECTeurs avec un gain interne.

Le premier type de photodéTECTeur à semi-conducteur utilisé en TEP est la photodiode à avalanche (APD) : le gain interne est obtenu par l'effet d'avalanche et le fonctionnement est en mode proportionnel, dans lequel la tension appliquée est inférieure à la tension de claquage. Le signal mesuré est proportionnel au nombre de porteurs de charge créés dans le semi-conducteur, donc de fait à l'énergie déposée par les photons. Cependant, le gain est nettement inférieur à celui des TPM, ce qui requiert l'utilisation d'une électronique de lecture présentant un très bas niveau de bruit, placée au plus près de l'APD (Tableau 1.2). En outre, le gain est très sensible aux variations de température. Couplé à un cristal scintillant tel que le LSO, la résolution temporelle du détECTeur est de quelques nanosecondes, insuffisante pour de la TEP TdV [4]. La seule réalisation industrielle d'un système de TEP basé sur des APD est le TEP-IRM Biograph mMR de la société Siemens Healthineers [5] (cf. Tableau 1.4).

Pour augmenter le gain de l'APD, on peut augmenter la tension pour qu'elle soit supérieure à la tension de claquage. Dans ce cas, le détECTeur passe du mode proportionnel au mode Geiger, dans lequel le signal mesuré est bien plus important mais il n'est plus proportionnel au nombre de porteurs de charge créés dans le semi-conducteur.

Pour avoir un signal proportionnel à la quantité d'énergie déposée dans le semi-conducteur, on peut décomposer le détECTeur en une matrice de micro-détECTeurs, chacun ayant une taille élémentaire d'environ quelques dizaines de microns. Chaque micro détECTeur fonctionne indépendamment des autres à la manière d'un APD en mode Geiger. La proportionnalité de l'ensemble du détECTeur est obtenue à la condition que le nombre de micro détECTeurs soit largement supérieur à celui des photons incidents. Cette matrice de micro détECTeurs fonctionnant en mode Geiger est appelée *silicon photomultiplier* (SiPM) [6]. Son gain élevé, comparable à celui d'un TPM, ne nécessite plus d'électronique de lecture à bas niveau de bruit. Sa résolution temporelle excellente, liée à la décharge rapide du détECTeur, permet l'utilisation du TdV. Sa principale limite est, comme pour l'APD, une dépendance importante du gain à la température. Les performances des SiPM et leur coût en font maintenant le détECTeur de référence en TEP également pour les systèmes TEP-TDM (cf. Tableau 1.3). Les deux premiers systèmes commercialisés de TEP basés sur des SiPM sont le TEP-TDM Vereos de la société Philips [7] et le TEP-IRM SIGNA PET/MR de la société GE HealthCare [8] (cf. Tableaux 1.3 et 1.4).

PhotodéTECTeur	TPM	APD	SiPM
Épaisseur	15 cm à 30 cm	qq mm	qq mm
Dimensions (diamètre)	qq cm	0,1 à 25 mm	10–100 μ m
Efficacité quantique de détection @420nm (%)	25	60–80	< 40
Résolution temporelle (/10 p.e.)	100 ps	qq ns	qq ps
Gain	10^5 – 10^7	10^2	10^5 – 10^7
Tensions d'alimentation (V)	1'000–2'000	200–1'500	~50
Utilisation en champ magnétique	< 10^{-8} T	Insensible	Insensible
Niveau de signal détECTable	1 p.e.	10 p.e.	1 p.e.
Dépendance en température (/ $^{\circ}$ C)	< 1 %	2–3 %	3–5 %
Dépendance à la tension d'alimentation (/V)	< 1 %	10 %	~100 %
Caractéristiques mécaniques	Fragile Encombrant	Robuste Compact	Robuste Compact

TABLEAU 1.2 – Résumé des caractéristiques des photodéTECTeurs utilisés en TEP.

1.1.6 Temps de vol

En mode de détection de TEP standard, la ligne de réponse (LdR) sur laquelle a eu lieu l'annihilation est déterminée par les deux détecteurs opposés mais la position de l'annihilation sur cette ligne est inconnue. La position exacte de l'annihilation est obtenue en combinant les mesures correspondant à différentes incidences angulaires par reconstruction tomographique.

Le principe de l'acquisition de TEP TdV repose sur la mesure de la différence des temps d'arrivée des photons sur les deux détecteurs opposés grâce à l'utilisation de nouveaux cristaux très rapides. À partir de la mesure de cette différence de temps, il est possible de déterminer le lieu de l'annihilation le long de la LdR qui joint les détecteurs élémentaires. La mesure du TdV nécessite des cristaux à constante de décroissance très courte comme le LSO ou le LYSO (LBS). Les cristaux BGO ne permettent pas l'acquisition de l'information TdV. Le TEP-TDM Gemini TF de Philips a été le premier appareil clinique TdV commercialisé en 2006.

En théorie, si la mesure du TdV était parfaite, la localisation de l'annihilation serait exacte et l'étape de reconstruction tomographique ne serait plus nécessaire. En pratique, les systèmes de TEP TdV actuels présentent une résolution temporelle en coïncidence Δt de l'ordre de 200 à 500 ps (cf. Tableau 1.3) ; l'information TdV permet de localiser la source sur la LdR avec une précision respectivement de 3 à 7,5 cm (Figure 1.1). Pour obtenir une précision de localisation de 1 cm, il faudrait une précision de mesure temporelle de 60 ps.

L'information spatiale apportée par la mesure du TdV est exploitée par l'algorithme de reconstruction tomographique qui doit être adapté afin de prendre en compte cette information. Cette information permet de réduire la propagation du bruit le long de la LdR pendant les étapes de projection et rétroprojection des données. Le gain en rapport signal-sur-bruit (SNR) obtenu grâce au TdV est proportionnel à la racine du rapport entre la taille de l'objet D_{obj} et l'erreur de localisation spatiale Δx ,

$$\frac{SNR_{\text{TdV}}}{SNR_{\text{non-TdV}}} \simeq \sqrt{\frac{D_{\text{obj}}}{\Delta x}}. \quad (1.3)$$

Le TdV permet donc :

- une augmentation de la sensibilité effective (un SNR équivalent sans TdV nécessite une activité administrée ou une durée d'examen plus importantes) ;
- une augmentation du taux de convergence et une convergence plus uniforme des algorithmes de reconstruction ;
- une amélioration du contraste lorsque le bruit est identique.

Les avantages du TdV sont d'autant plus importants que le patient est corpulent.

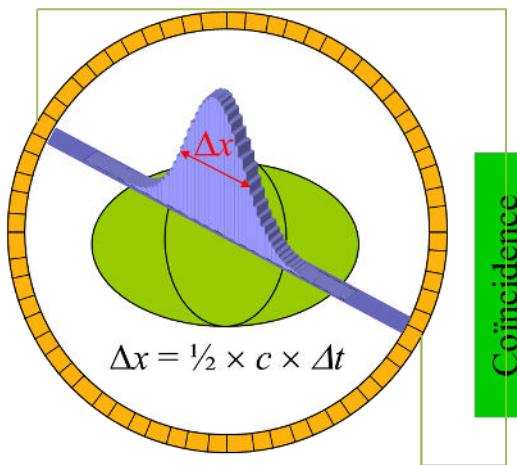


FIGURE 1.1 – L'erreur de localisation d'un événement, Δx , est déterminée par la résolution temporelle en coïncidence, Δt . c est la vitesse des photons.

1.1.7 Taille du champ de vue

Jusqu'à récemment, l'essentiel des tomographes disponibles sur le marché avaient un champ de vue axial limité, inférieur à 35 cm (*short-axial field-of-view* (SAFOV)). L'acquisition du corps entier est

réalisée en déplaçant le lit d'examen en mode pas-à-pas ou en mode continu dans le champ de vue des détecteurs. À l'instar des scanners, l'ajout de couronnes de détections supplémentaires permet aux constructeurs de proposer des systèmes avec des champs de vue axiaux croissants. Une nouvelle génération de systèmes TEP-TDM à grand champ de vue axial, au delà de 100 cm (*long-axial field-of-view* (LAFOV) [9]), est commercialisée. Les modèles sont déclinés en plusieurs versions selon la taille du champ de vue axial (cf. Tableau 1.3). Un seul constructeur propose actuellement un appareil TEP-TDM couvrant la totalité du corps, permettant la réalisation d'acquisitions dynamiques de l'intégralité du patient [10].

1.1.8 Mode d'acquisition séquentiel ou continu

Le Biograph mCT Flow™ de la société Siemens Healthineers est le tout premier système TEP à proposer l'acquisition continue de données grâce au mouvement continu de la table d'examen à la place du mode d'acquisition d'imagerie pas-à-pas [11]. Ce système élimine le besoin de chevauchement des positions de lit entre les acquisitions séquentielles et définit de manière indépendante les emplacements de départ et de fin de l'imagerie TEP. L'avantage de cette technique est l'augmentation de l'uniformité du profil de sensibilité sur le champ de vue axial, du fait que la densité des lignes de réponse ne dépend pas de leur position axiale. Cette technologie nécessite une nouvelle conception de la table d'examen, de l'électronique d'acquisition et des algorithmes de traitement de données. La table d'examen utilise un système d'entraînement magnétique horizontal qui permet un mouvement continu de la table avec une précision de positionnement inférieure à 0,25 mm et une vitesse de déplacement comprise entre 0,1 et 200 mm/s. Comme pour les acquisitions de TDM, le système d'acquisition stocke la position de lit dans le fichier de données liste-mode pour chaque événement de coïncidence. Les informations de position de lit supplémentaire sont ensuite utilisées pendant la reconstruction des données.

1.1.9 Quelques réalisations industrielles

Les tomographes commercialisés ou installés en France en 2024 sont soit des systèmes à cristaux lents (BGO) fortement intégrés (Discovery IQ, OmniLegend de la société GE HealthCare), soit des appareils à cristaux rapides (LSO pour la société Siemens Healthineers, LBS pour la société GE HealthCare et LYSO pour les sociétés Philips et United Imaging Healthcare). C'est essentiellement le choix du cristal, du couplage cristal – TPM, APD ou SiPM, de la géométrie et de la taille du champ de vue qui diffère d'un modèle à l'autre. Les principaux systèmes TEP-TDM et TEP-IRM sont présentés dans les Tableaux 1.3 et 1.4.

1.1.10 Acquisitions synchronisées à un signal physiologique

Du fait d'un temps d'acquisition supérieur à la minute pour chaque position de lit pour les appareils de champs de vue standard (hors LAFOV), le signal enregistré est dégradé par le mouvement physiologique des organes (poumons, foie, cœur...). Afin de s'affranchir de l'effet d'étalement du signal mesuré, il est possible de synchroniser l'acquisition des données à un signal physiologique (signal respiratoire ou cardiaque (ECG)). Bien que les deux modalités TEP et TDM ou IRM puissent être synchronisées, nous ne traiterons ici que de la synchronisation du signal TEP.

L'émission des photons étant permanente, la détection des photons s'effectue en continu. Les données sont donc traitées de manière rétrospective, contrairement à ce qui peut se pratiquer en TDM.

Pour ce qui concerne la synchronisation cardiaque, l'ECG est un signal relativement stable. Il suffit donc de le découper temporellement en un nombre de phases de cycle cardiaque prédéfini par l'utilisateur. Au final, l'utilisateur dispose d'autant d'images reconstruites que de phases du cycle cardiaque.

Pour la synchronisation respiratoire, l'enregistrement se fait généralement au moyen d'un système externe (ceinture abdominale, repère infra-rouge posé sur le thorax, masque avec détecteur thermique, etc.) [28]. Ce signal est bien souvent peu stable, à la fois dans sa fréquence et dans son amplitude (patients avec difficultés respiratoire, modification naturelle de la respiration en cours d'examen...). Le système d'enregistrement du signal réalise une analyse en fréquence et/ou en amplitude afin d'identifier automatiquement chaque cycle respiratoire. Il convient ensuite de vérifier, voire redécouper les différents cycles proposés par le système.

A l'issue de cette identification, les images des différentes phases du cycle respiratoire sont reconstruites et l'utilisateur dispose d'autant d'images reconstruites que de phases du cycle respiratoire. Deux utilisations de la synchronisation sont alors possibles. La première, pour une utilisation thérapeutique,

Constructeur	Modèle	Type de détecteur	Dimensions du cristal (mm×mm×mm)	Temps de vol (ps)	Champ de vue	
					Trans. (cm)	Axial (mm)
GE HealthCare	Discovery IQ [12]	BGO-TPM	6,3×6,3×30	non	70	155 208 260
	Discovery MI DR [13]	LBS-TPM	4,2×6,3×25	550	70	156
	Discovery MI 3 [14] Discovery MI 4 Discovery MI 5 [15] Discovery MI 6 [16]	LBS-SiPM	3,95×5,3×25	385	70	150 200 250 300
	Omni Legend [17]	BGO-SiPM	4,1×4,1×30	non	70	160 210 320
Philips	Ingenuity [18]	LYSO-TPM	4×4×22	495	70	180
	Vereos [7]	LYSO-SiPM	4×4×22	345	70	164
Siemens Healthineers	Biograph Horizon	LSO-TPM	4×4×20	555	70	164 221
	Biograph mCT [19]	LSO-TPM	4×4×20	78		164 221
	Biograph Trinion EP Biograph Trinion EP2	LSO-SiPM	4×4×20	239	70	180 240
	Biograph Vision 450 [20] Biograph Vision 600 [21] Biograph Vision Quadra [22]	LSO-SiPM	3,2×3,2×20	215	78	197 263 1060
	Biograph Vision.X [23]	LSO-SiPM	3,2×3,2×20	178	78	263
United Imaging Healthcare	uMI 550 [24] uMI Vista	LYSO-SiPM	2,76×2,59×16,3	372	70	240
	uMI 780 [25]	LYSO-SiPM	2,76×2,59×18,0	450	70	300
	uMI Panorama 35 [26] uMI Panorama GS	LYSO-SiPM	2,76×2,76×18,0	194 199	76	350 1480
	uExplorer [10]	LYSO-SiPM	2,76×2,76×18,0	430	76	1940

TABLEAU 1.3 – Caractéristiques des principaux systèmes TEP-TDM installés ou commercialisés en France en 2024.

Constructeur	Modèle	Type de détecteur	Dimensions du cristal (mm×mm×mm)	Temps de vol (ps)	Champ de vue	
					Trans. (cm)	Axial (mm)
GE HealthCare	SIGNA PET/MR [8]	LBS-SiPM	3,95×5,3×25	385	60	250
Siemens Healthineers	Biograph mMR [5]	LSO-APD	4×4×20	non	59,4	258
United Imaging Healthcare	uPMR 790 [27]	LYSO-SiPM	2,76×2,76×18,0	480	60	320

TABLEAU 1.4 – Caractéristiques des principaux systèmes TEP-IRM installés ou commercialisés en France en 2024. Tous ces systèmes sont de type simultané et ont un champ magnétique de 3 T.

consiste à conserver cette série d'images synchronisée afin de définir l'IBTV (Internal Biological Target Volume) correspondant au volume d'occupation métabolique de la lésion en cours de respiration, et ainsi affiner la balistique en radiothérapie. La seconde utilisation, dans un cadre diagnostique, consiste à éliminer le mouvement respiratoire en fusionnant l'ensemble des phases sur une phase d'intérêt (approche RRA : Reconstruction Register and Addition). Les industriels utilisent alors des approches de recalage élastique par flux optiques. Au final, l'utilisateur dispose d'un seul volume d'images statiques, figé sur une seule phase du cycle, présentant une statistique de comptage supérieure à celle initialement enregistrée sur cette phase. Il est possible de réitérer cette approche pour toutes les phases, permettant de disposer ainsi de l'ensemble des phases avec une statistique de comptage élevé (cf. Figure 1.2).

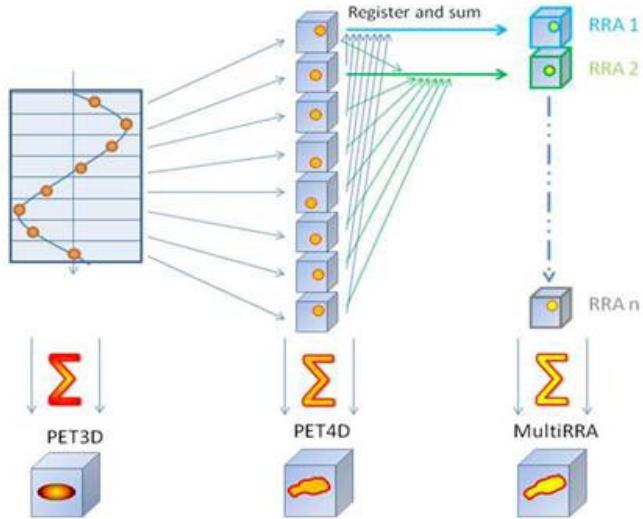


FIGURE 1.2 – Algorithme de reconstruction multi-statique synchronisée à la respiration (multi-RRA, *multiple reconstruct register and average*) [29]. L'ensemble des données contribue à la reconstruction de chaque image du cycle respiratoire.

Dernièrement, les sociétés GE HealthCare, Siemens Healthineers et United Imaging Healthcare ont intégré une méthode de synchronisation respiratoire sans capteur externe. La détection des cycles respiratoires est obtenue par une analyse de Fourier, une analyse en composante principale ou un apprentissage automatique (selon le constructeur) des données acquises en mode-liste [30],[31]. L'efficacité de ces méthodes est démontrée [32],[33] et elles tendent à supplanter celles basées sur des capteurs externes.

1.2 Méthodes de correction

1.2.1 Corrections d'artéfacts métalliques en TDM

En TDM, les artéfacts dus aux implants métalliques sont responsables d'une diminution de la qualité diagnostique de l'examen mais aussi constituent une source de biais pour l'imagerie par émission de positon dans la mesure où ces images TDM servent à la correction d'atténuation de ces dernières.

Les causes des artéfacts

Ces artéfacts sont principalement dus à différents phénomènes d'interaction rayonnement-matière et de traitement des données acquises.

En effet, lorsqu'un objet soumis au flux de photons incidents présente un numéro atomique (Z) élevé, on observe un durcissement du spectre du faisceau. Cela entraîne une diffusion Compton dominante pour les photons de plus haute énergie. Par ailleurs, on observe une plus faible détection des photons primaires dans les zones masquées par les objets les plus denses. Cela engendre une diminution du rapport signal à bruit et par conséquent une augmentation relative du bruit électronique dans ces zones [34],[35],[36].

Dans le cas où les objets métalliques enjambent plusieurs lignes de projections, on observe une variation du coefficient d'atténuation dans la direction perpendiculaire à la direction de propagation du faisceau. Cela engendre des artefacts liés à une réponse non-linéaire du détecteur vis-à-vis de l'atténuation dans ces régions [35],[36],[37].

D'autre part, si les projections angulaires ne couvrent pas suffisamment bien l'espace (au sens du critère de Shannon) d'échantillonnage angulaire, on observe aussi des artefacts sous la forme de traînées ou d'ombrages [37]. Ce sous-échantillonnage conduit à un recouvrement des spectres de fréquences diminuant les composantes haute-fréquences de ces spectres et amenant à la présence des traînées près des bords des objets métalliques.

Corrections des artefacts

Des corrections ont été proposées, de la plus simple consistant à augmenter la tension du tube au détriment de la dose de rayonnement délivrée, aux plus complexes qui font appel à des techniques avancées de reconstructions tomographiques. D'autres approches utilisent des acquisitions réalisées avec 2 énergies différentes pour permettre d'interpoler une image synthétique à une énergie optimale qui permette de diminuer les artefacts métalliques. Dans ce contexte, l'arrivée récente de scanners bimodaux en imagerie médicale facilite la mise en œuvre de ces dernières stratégies de correction. Cette technologie n'est pas encore disponible en médecine nucléaire.

Durant l'acquisition. La méthode la plus simple pour éviter des artefacts est d'éviter de mettre la pièce métallique dans le champ d'acquisition. Si cette approche est quelquefois possible pour certains types d'implants, elle n'est pas toujours faisable en pratique. Les moyens offerts aux utilisateurs pour réduire ces artefacts métalliques lors des acquisitions consistent à modifier les paramètres d'acquisition : soit en augmentant la tension et/ou l'ampérage du tube à rayons X dans une moindre mesure, soit en utilisant une faible collimation ou des épaisseurs de coupes fines, soit en employant un filtre adaptatif [36],[37],[38].

Post-Acquisition. En addition aux méthodes d'augmentation des tensions et ampérage, il est nécessaire d'utiliser un filtre lissant d'apodisation lors de la reconstruction tomographique par rétroprojection filtrée. Une autre approche consiste à étendre l'échelle des unités Hounsfield (HU) en dépassant les limites usuellement imposées de +4000 HU [36],[39]. Toutefois, ces méthodes de correction n'offrent qu'une faible réduction de ces artefacts en regard de méthodes offertes par l'acquisition réalisée avec 2 tensions et des algorithmes itératifs de reconstruction tomographique [37].

Acquisitions double énergie. Plusieurs auteurs ont utilisé des stratégies de correction mettant en œuvre des acquisitions réalisées avec 2 tensions du tube à rayons X pour extraire une image synthétique issue d'un pseudo spectre mono-énergétique [40],[41],[42]. Les résultats montrent une réduction substantielle des artefacts métalliques mais au détriment d'une augmentation de la dose de rayonnement délivrée [37]. De nouvelles approches reposant sur la tomographie spectrale à comptage de photons permettent de réduire les artefacts métalliques [43],[44]. L'information spectrale est utilisée pour obtenir une image synthétique identique à celle obtenue au paragraphe précédent. Ces systèmes sont au stade de première commercialisation.

Approches algorithmiques. Les approches suivantes de réduction des artefacts métalliques sont basées sur des approches algorithmiques réalisées soit avant la reconstruction tomographique en modifiant les sinogrammes des données acquises soit durant les reconstructions tomographiques par le biais d'algorithmes itératifs ou une combinaison des 2 dernières approches. En suivant la terminologie proposée par Gjesteby [37], on peut séparer ces approches en plusieurs types : celles qui visent à modéliser la physique sous-jacente à la création des artefacts, celles qui visent à compléter/substituer les lignes de projections affectées par les artefacts métalliques, celles qui rétro-projetent les images après la labellisation des pièces métalliques, celles qui utilisent des algorithmes itératifs de reconstruction tomographique et enfin des méthodes post-reconstructions. Le lecteur intéressé pourra se référer à la description complète des méthodes dans la revue faite par Gjesteby [37]. Au-delà des nombreuses approches précédentes, de nouvelles approches en développement sont basées sur l'utilisation de méthodes d'apprentissage profond [45],[46]. Gageons que dans un avenir proche, les constructeurs proposeront des solutions basées sur ce type d'approches.

1.2.2 Modélisation de la fonction de réponse du tomographe

Tous les algorithmes itératifs de reconstruction des images implémentés sur les systèmes cliniques proposent une modélisation de la fonction de réponse du tomographe (*resolution modelling*), par exemple SharpIR pour la société GE HealthCare, TrueX pour la société Siemens Healthineers et HYPER UVP pour la société United Imaging Healthcare.

La fonction de réponse du tomographe décrit les effets liés à la physique de l'émission (parcours du positon, acolinéarité des 2 photons d'annihilation), aux interactions des photons dans les cristaux (dimensions du cristal, diffusion inter-cristaux, obliquité des lignes de réponses), à la lecture optique du bloc détecteur et à la compression de l'échantillonnage des sinogrammes (fusion angulaire des lignes de réponse, par exemple compression co-polaire avec le paramètre `span` de la société Siemens Healthineers). Des mesures expérimentales en différents points du champ de vue du tomographe [47] ou des simulations par techniques de Monte Carlo [48] sont employées pour caractériser la fonction de réponse d'un tomographe. À partir de ces mesures, une modélisation analytique simplifiée est réalisée, en utilisant des symétries de l'espace des mesures suivant les composantes radiales et axiales. Pour tenir compte de l'effet de la profondeur d'interaction variable en fonction de la position de la LdR, la modélisation est asymétrique et dépend de la coordonnée radiale [49]. Cette modélisation est intégrée dans la matrice système de l'algorithme de reconstruction, sous la forme d'une convolution 4D non stationnaire des projections. La modélisation de la fonction de réponse du tomographe peut également s'effectuer dans l'espace image. Elle est alors intégrée dans la matrice système de l'algorithme de reconstruction, sous la forme d'une convolution 3D, éventuellement non stationnaire, des images [50]. Cette modélisation est toutefois moins réaliste que celle dans l'espace des projections.

La modélisation de la fonction de réponse du tomographe dans l'algorithme de reconstruction permet de réduire l'effet de volume partiel, ce qui se traduit par une augmentation de la valeur des coefficients de recouvrement de contraste, particulièrement pour les fixations de petites dimensions [51]. Toutefois, cette modélisation peut également introduire des oscillations artificielles au niveau des discontinuités d'émission (*edge artefact*) dans l'image reconstruite [52]. L'interprétation des images doit alors s'effectuer avec précaution.

1.2.3 Algorithmes itératifs et régularisation

Les algorithmes itératifs se sont imposés en reconstruction d'image en TEP depuis le début des années 2000. L'algorithme itératif statistique de référence est actuellement *ordered subsets expectation maximization* (OSEM) [53], version accélérée en termes de convergence du *maximum likelihood-expectation maximization* (MLEM) [54].

Par *statistique*, on entend que dans sa conception, l'algorithme prend en compte la nature du bruit dans les données. Par opposition aux méthodes analytiques (rétro-projection filtrée), les méthodes itératives utilisent un formalisme matriciel en considérant la reconstruction comme un problème discret. Comme dans de nombreux autres domaines, la reconstruction d'image consiste à la résolution d'un problème inverse : nous disposons des projections, quel est l'objet dont elles sont issues ?

En dehors des problèmes de convergence et de vitesse de convergence, le principal handicap de ces méthodes est l'apparition de bruit dans l'image au fur à mesure du processus itératif : les conditions de réalisation d'un examen en imagerie médicale (bruit d'acquisition de type Poisson, nombre de projections limité...) ainsi que la nature de la matrice modélisant le système (transformée de Radon), font que la reconstruction d'image (inversion de la transformée de Radon) appartient à la famille des problèmes dits **mal-posés**.

Un problème inverse est dit mal posé au sens d'Hadamard si l'une au moins des trois conditions suivantes, n'est pas respectée [55] :

- il existe une solution au problème ;
- cette solution est unique ;
- cette solution dépend continûment des données.

En particulier, une petite perturbation dans les données due au bruit de Poisson peut amener à une erreur arbitrairement grande dans l'image reconstruite. Il sera donc nécessaire de faire appel à de la régularisation afin d'obtenir des solutions satisfaisantes. Le terme général de régularisation regroupe toutes les méthodes visant, à travers une contrainte imposée sur la solution, à transformer un problème mal-posé en un problème qui le serait un peu mieux. Régulariser, c'est introduire de l'information a priori dans le modèle de reconstruction, et c'est dans le cadre de l'estimation bayésienne que nous allons maintenant formuler ce problème.

Soient $\mathbf{m} = \{m_i \in \mathbb{N}_0 | i = 1, \dots, I\}$ les projections acquises, $\mathbf{A} = \{a_{ij} | i = 1, \dots, I; j = 1, \dots, J\}$ la matrice de projection modélisant le système et $\boldsymbol{\theta} = \{\theta_j | j = 1, \dots, J\}$ l'objet à reconstruire, il nous faut déterminer une estimée de $\boldsymbol{\theta}$ à partir du modèle de l'espérance des données

$$\mathbb{E}(\mathbf{m}) = \mathbf{A}\boldsymbol{\theta}. \quad (1.4)$$

Pour obtenir cette estimée de la solution, il faut au préalable choisir un estimateur statistique $\hat{\boldsymbol{\theta}}$ de l'image originale. À cet estimateur est associée une fonction de coût qui mesure la qualité de l'estimation par rapport aux données mesurées et à l'éventuel a priori. Pour rappel, la loi de Bayes s'écrit :

$$p(\boldsymbol{\theta}|\mathbf{m}) = \frac{p(\mathbf{m}|\boldsymbol{\theta})p(\boldsymbol{\theta})}{p(\mathbf{m})} \quad (1.5)$$

avec

$p(\boldsymbol{\theta}|\mathbf{m})$ la distribution de probabilité a posteriori de l'image,

$p(\boldsymbol{\theta})$ la distribution de probabilité a priori de l'image,

$p(\mathbf{m}|\boldsymbol{\theta})$ la vraisemblance des projections connaissant l'image.

La distribution de probabilité $p(\mathbf{m})$ ne dépend pas de l'image et peut être ignorée.

L'algorithme MLEM est obtenu dans le cadre de l'estimation bayésienne en ne faisant aucune hypothèse sur la distribution a priori de l'image (distribution uniforme de $p(\boldsymbol{\theta})$).

Maximiser $p(\boldsymbol{\theta}|\mathbf{m})$ revient donc dans le cas de MLEM à maximiser la vraisemblance $p(\mathbf{m}|\boldsymbol{\theta})$. Par commodité, l'estimateur est alors celui du maximum de la log-vraisemblance $L(\boldsymbol{\theta}, \mathbf{m}) = \log p(\mathbf{m}|\boldsymbol{\theta})$:

$$\hat{\boldsymbol{\theta}}_{\text{ML}} = \arg \max_{\boldsymbol{\theta}} (L(\boldsymbol{\theta}, \mathbf{m})). \quad (1.6)$$

En considérant une statistique de Poisson pour la distribution du bruit, on obtient la formule itérative classique de MLEM : l'estimée du voxel j de l'image à l'itération $p+1$ est calculée au moyen de la formule suivante :

$$\theta_j^{(p+1)} = \frac{\theta_j^{(p)}}{\sum_{i=1}^I a_{ij}} \sum_{i=1}^I a_{ij} \frac{m_i}{\sum_{l=1}^J a_{il} \theta_l^{(p)}}. \quad (1.7)$$

Comme précédemment annoncé, afin de réduire la propagation du bruit statistique au fur et à mesure du processus itératif, ces algorithmes nécessitent d'avoir recours à de la régularisation. Cela se traduit le plus souvent par l'introduction d'un terme de pénalité dans le critère à minimiser. L'estimateur devient alors celui du *maximum a posteriori* (MAP), appelé aussi *penalized maximum likelihood* (PML), et (1.6) s'en trouve ainsi modifiée :

$$\hat{\boldsymbol{\theta}}_{\text{MAP}} = \arg \max_{\boldsymbol{\theta}} (L(\boldsymbol{\theta}, \mathbf{m}) + \log p(\boldsymbol{\theta})). \quad (1.8)$$

Le premier terme de cette équation est un terme d'adéquation aux données et le second est un terme de régularisation. Pour maximiser le critère au sens du MAP, il nous faut définir la probabilité $p(\boldsymbol{\theta})$ nous permettant d'introduire de l'information a priori dans le système et donc de le régulariser.

Il existe un large choix dans le type d'information a priori (positivité, contrainte globale de douceur, préservation des discontinuités, information anatomique...) et dans le type de probabilité $p(\boldsymbol{\theta})$ à utiliser. Une des probabilités communément utilisées car bien adaptée à la problématique de la reconstruction d'image est celle d'une distribution de Gibbs de forme générale :

$$p(\boldsymbol{\theta}) = \frac{1}{Z} e^{-\beta U(\boldsymbol{\theta})} \quad (1.9)$$

où $U(\boldsymbol{\theta})$ est la fonction d'énergie de Gibbs et Z est une constante de normalisation. Le paramètre de régularisation β assure l'équilibre entre la fidélité au données ($\beta = 0$) et celle au modèle a priori ($\beta \rightarrow \infty$) :

$$\hat{\boldsymbol{\theta}}_{\text{MAP}} = \arg \max_{\boldsymbol{\theta}} (L(\boldsymbol{\theta}, \mathbf{m}) - \beta U(\boldsymbol{\theta})). \quad (1.10)$$

Le choix et le rôle de la fonction d'énergie $U(\boldsymbol{\theta})$ sont importants car :

- une fonction d'énergie est rarement adaptée à tous les types de reconstruction et à toutes les situations que l'on retrouve en reconstruction d'images scintigraphiques ;
- le choix de la fonction d'énergie est au cœur du compromis que l'on est souvent amené à faire entre images qualitatives et images quantitatives ;

— c'est elle qui va déterminer le type d'information et d'a priori que l'on souhaite introduire dans notre problème mal posé.

Dans la plupart des modèles, cette information provient de différences pondérées entre les intensités de voxels voisins (a priori de corrélations spatiales locales) et sa forme générale sera la suivante :

$$\sum_{j=1}^J \sum_{k \in N_j, k > j} \omega_{kj} \psi(\theta_k, \theta_j) \quad (1.11)$$

où ψ est une fonction de différences entre voxels voisins et ω_{kj} les facteurs de pondération associés au voxel j et à son voisinage N_j . L'idée générale de ces fonctions est de contrôler le bruit au fil des itérations en pénalisant les zones de bruit au sein des images.

Citons de façon non exhaustive comme fonctions, la quadratique (régularisation de Tikhonov), celle de Huber [56], la variation totale (TV) et la pénalité de différences relatives (RD) [57] :

$$\psi_{\text{quad}}(\theta_k, \theta_j) = \frac{1}{2} \left(\frac{\theta_k - \theta_j}{\sigma} \right)^2 \quad (1.12)$$

$$\psi_{\text{TV}}(\theta_k, \theta_j) = |\theta_k - \theta_j| \quad (1.13)$$

$$\psi_{\text{Huber}}(\theta_k, \theta_j) = \begin{cases} \delta |\theta_k - \theta_j| - \delta^2/2 & |\theta_k - \theta_j| > \delta \\ \frac{1}{2} (\theta_k - \theta_j)^2 & |\theta_k - \theta_j| \leq \delta \end{cases} \quad (1.14)$$

$$\psi_{\text{RD}}(\theta_k, \theta_j) = \frac{(\theta_k - \theta_j)^2}{(\theta_k + \theta_j) + \gamma |\theta_k - \theta_j|}. \quad (1.15)$$

Notons que le choix de la fonction ψ est empirique et souvent basé sur des considérations d'optimisation algorithmique.

Afin de résoudre le problème d'optimisation MAP (1.10), il existe de nombreux algorithmes dont le choix dépend des propriétés de la fonction ψ . Il est possible d'étendre l'algorithme EM de MLEM (EM généralisé), le MAP-EM dont la formule est la suivante :

$$\theta_j^{(p+1)} = \frac{\theta_j^{(p)}}{\sum_{i=1}^I a_{ij} + \beta \frac{\partial U}{\partial \theta_j} \Big|_{\theta_j = \theta_j^{(p+1)}}} \sum_{i=1}^I a_{ij} \frac{m_i}{\sum_{l=1}^J a_{il} \theta_l^{(p)}}. \quad (1.16)$$

On se trouve alors devant une incongruité à savoir devoir calculer le gradient de la fonction d'énergie $\nabla U(\theta)$ sur l'estimée courante $\theta^{(p+1)}$ alors qu'elle est en cours de calcul. La solution la plus simple est la technique dite du *One Step Late* [58] : calculer $\nabla U(\theta)$ à l'estimée précédente $\theta^{(p)}$. On obtient alors :

$$\theta_j^{(p+1)} = \frac{\theta_j^{(p)}}{\sum_{i=1}^I a_{ij} + \beta \frac{\partial U}{\partial \theta_j} \Big|_{\theta_j = \theta_j^{(p)}}} \sum_{i=1}^I a_{ij} \frac{m_i}{\sum_{l=1}^J a_{il} \theta_l^{(p)}}. \quad (1.17)$$

Cet algorithme est simple à implémenter (peu de modifications par rapport à MLEM), mais il ne converge pas vers la solution $\hat{\theta}_{\text{MAP}}$ et est instable pour des valeurs élevées du paramètre β . On lui préfère aujourd'hui d'autres algorithmes avec garantie de convergence. Notons que la tendance actuelle est d'utiliser des paramètres β variant spatialement et de recourir à l'apprentissage automatique pour définir un terme de régularisation basé sur les données.

Q.Clear

Le premier algorithme itératif de reconstruction d'images en TEP régularisé implémenté sur les stations de traitement pour la routine clinique a été l'algorithme Q.Clear développé par la société GE HealthCare [59]. C'est un algorithme de type BSREM (*Block Sequential Regularized Expectation Maximization*) modifié [60]. Autrement dit, c'est un algorithme régularisé utilisant la technique des blocs, à l'image d'OSEM [53], pour améliorer sa vitesse de convergence et de la relaxation afin d'assurer que cette convergence soit complète.

Sa fonction d'énergie est la pénalité de différences relatives (RD, (1.15)). Cette pénalité introduit un degré de lissage qui est fonction de l'activité de la zone (faible activité fort lissage et inversement) et permet ainsi la préservation des contours des objets. La valeur du paramètre ajustable γ permet à la

fonction un comportement allant de la fonction quadratique ($\gamma = 0$) à celle d'une gaussienne généralisée (quadratique pour les faibles différences d'intensité et linéaire par la suite).

Si le paramètre γ de la fonction RD est fixé à 2 dans Q.Clear, l'utilisateur a par contre le choix sur la valeur du paramètre de régularisation β . De nombreuses études sur objets test et sur patients ont montré son influence dans le type de reconstruction obtenu [61],[62],[63]. Sans rentrer plus dans les détails, elles montrent que :

- d'un point de vue qualitatif, β contrôlant le niveau de bruit, plus sa valeur sera élevée et plus l'image sera lissée (voir Figure 1.3) ;
- d'un point de vue quantitatif cette fois, elles montrent que la plupart des métriques utilisées pour évaluer la qualité d'une image étaient améliorées en terme de bruit et dégradées en terme de coefficient de recouvrement de contraste quand la valeur de β augmentait.

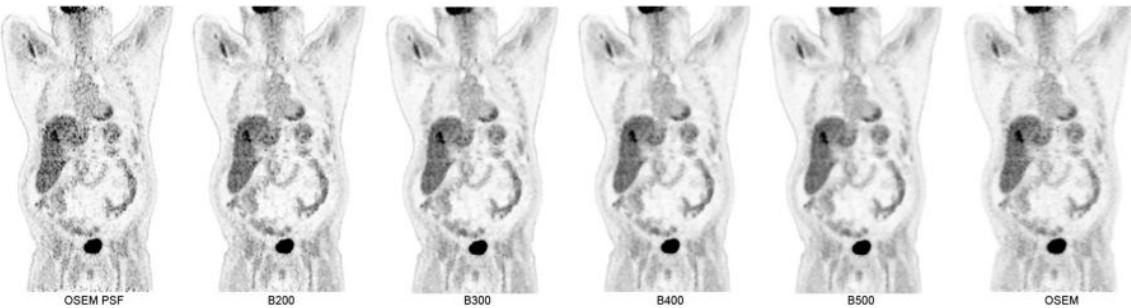


FIGURE 1.3 – Images coronales ^{18}F -FDG d'un patient avec métastases hépatiques pour des reconstructions OSEM (avec et sans modélisation de la résolution) et Q.Clear (pour β variant entre 200 et 500), d'après Teoh 2015 [61].

La société United Imaging Healthcare propose également un algorithme régularisé, intitulé HYPER Iterative [64]. Sa fonction d'énergie est la variation totale (TV, (1.13)).

1.2.4 Spécificité de la correction d'atténuation en TEP-IRM

Malgré de nombreuses publications sur le sujet, la correction d'atténuation en TEP-IRM reste un problème algorithmique complexe, toujours en cours de développement [65, 66]. Le signal dans l'image IRM est lié à la densité de protons ou aux propriétés de relaxation des atomes composants les tissus, qui sont indépendantes de leur propriétés d'atténuation des photons gamma. Pour obtenir une carte d'atténuation à partir d'images IRM, les étapes de segmentation et de classification des tissus sont indispensables. Ces étapes sont d'autant plus difficiles que certains tissus ayant des propriétés d'atténuation très différentes peuvent avoir des signaux IRM très proches avec les séquences conventionnelles. C'est le cas notamment de l'os et de l'air, présent dans les poumons, les cavités aériques et le tube digestif.

La correction d'atténuation par IRM appliquée en routine clinique est généralement basée sur l'acquisition d'une séquence d'impulsions d'IRM dédiée, comme la séquence de type Dixon ou des séquences à temps d'écho court (*zero echo time* (ZTE) ou *ultrashort echo time* (UTE)). Cette séquence est suivie d'une segmentation des tissus en quatre compartiments (air, poumon, tissus mous, tissus adipeux) avec parfois l'ajout d'un compartiment osseux.

Compartiment	Coefficient d'atténuation linéique			
	GE HealthCare	Siemens Healthineers	United Imaging Healthcare [66]	[67]
Air extérieur	0,000	0,000	0,000	0,000
Poumon	0,018	0,024	0,0032	0,002
Tissus mous	0,100*	0,100	0,096	0,098
Tissus adipeux	0,086*	0,085	0,080	0,086
Os	0,137 à 0,162	0,120	0,161	0,125 à 0,161

TABLEAU 1.5 – Valeur des coefficients d'atténuation linéaires (en cm^{-1}) attribués aux différents tissus du corps humain pour les trois constructeurs en TEP-IRM selon Boellaard 2015 [68] et Liu 2019 [69].

*Le coefficient d'atténuation est binaire pour les poumons et l'air et une moyenne pondérée de graisse ($0,086 \text{ cm}^{-1}$) et d'eau ($0,100 \text{ cm}^{-1}$) pour les voxels restants.

Des coefficients d'atténuation fixes sont ensuite attribués à chaque compartiment segmenté (voir Tableau 1.5).

Corrections d'atténuation disponibles en clinique basées sur des techniques de segmentation d'IRM

La correction d'atténuation peut être réalisée grâce à des séquences spécifiques de type Dixon. Ces séquences d'IRM fournissent des images en pondération eau et graisse, elles permettent donc de générer séparément une image pour l'eau et une image pour la graisse [70],[71]. La séquence de Dixon est une séquence d'écho de spin modifiée, elle utilise le décalage de fréquence de résonance des protons de l'eau et de la graisse (environ 435 Hz à 3 T), qui entraîne un déphasage des protons qui a lieu toutes les 1,15 ms à 3 T. Cela permet d'obtenir une image IP où les spins sont en phase (*in-phase*), et une image OP où les spins sont déphasés (*out-phase*). En additionnant les images IP et OP, on obtient l'image de l'eau et en soustrayant IP et OP, on obtient une image de la graisse. Les poumons sont identifiés comme un compartiment *air* situé à l'intérieur du patient. Une valeur de coefficient d'atténuation à 511 keV est ensuite attribuée à chacun des tissus (voir Figure 1.4). Un filtrage gaussien de largeur à mi-hauteur de 10 mm chez la société GE HealthCare et de 5 mm chez la société Siemens Healthineers est appliqué pour obtenir la carte d'atténuation finale. Pour la société United Imaging Healthcare, une technique spécifique basée sur l'apprentissage profond est utilisée pour segmenter les poumons sans intervention d'un utilisateur [69].

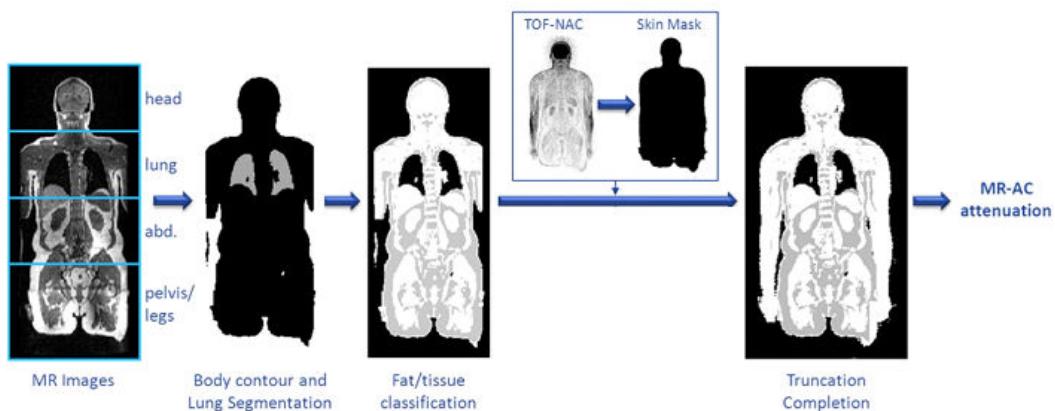


FIGURE 1.4 – Illustration de l'obtention de la carte d'atténuation par segmentation tissus mous et adipeux, d'après Wollenweber 2013 [72]. Comme le champ de vue de l'IRM est plus petit que celui de la TEP, les bras ne sont pas visibles dans les images Dixon. L'image de TEP non corrigée de l'atténuation (*NAC*) est utilisée pour estimer la carte d'atténuation des bras (*truncation completion*).

Cependant, les méthodes basées sur la segmentation des séquences de type Dixon ne permettent pas d'obtenir le compartiment osseux, caractérisé par des valeurs de T2 beaucoup plus brèves que pour les

tissus mous. Diverses publications ont démontré que la non prise en compte de l'os dans la carte d'atténuation entraînait des sous-estimations des valeurs du SUV en imagerie cérébrale, avec des variations selon les emplacements (5 %—10 % [73], 10 %—29 % [74]), atteignant même 30 % pour des lésions situées à proximité de l'os [75], [76].

D'autres solutions peuvent être envisagées à l'heure actuelle en routine clinique pour les TEP-IRM intégrés avec l'utilisation de séquences IRM spécifiques permettant de mieux distinguer les structures osseuses. La correction d'atténuation implémentée pour les acquisitions cérébrales par la société Siemens Healthineers est basée sur l'utilisation de la séquence UTE, qui utilise deux temps d'écho TE_1 et TE_2 et la caractérisation des tissus par la valeur de l'inverse du temps de relaxation T_2 , $R_2=1/T_2$ [77] (voir Figure 1.5). Les valeurs de R_2 sont élevées dans l'os et faibles dans les tissus mous.

La carte en R_2 est calculée à l'aide de la différence de signal des voxels entre deux temps d'écho. Si on note le signal dans un voxel comme $I_1 = I_0 \exp(-R_2 \cdot TE_1)$ à TE_1 et $I_2 = I_0 \exp(-R_2 \cdot TE_2)$ à TE_2 , on peut exprimer R_2 comme :

$$R_2 = \frac{\ln(I_1) - \ln(I_2)}{TE_2 - TE_1}. \quad (1.18)$$

La carte R_2 a la propriété d'avoir un signal nul dans l'air, moyen dans les tissus mous et élevé dans l'os. Une table de conversion, établie à partir de mesures, permet de convertir ces valeurs en coefficients d'atténuation (voir Tableau 1.5).

La correction d'atténuation basée sur la TDM servant de référence, les biais de quantification entre des images corrigées de l'atténuation avec la séquence UTE et avec le scanner à rayons X sont de l'ordre de 3 à 5 % dans la région cérébrale [78]. Ces erreurs de correction sont liées à la difficile segmentation des structures osseuses, en particulier dans la région des sinus où de petites structures complexes renferment des éléments tels que l'os, l'air et les tissus mous. Les régions avoisinantes des sinus subissent l'impact le plus significatif de ces biais lors de la correction de l'atténuation.

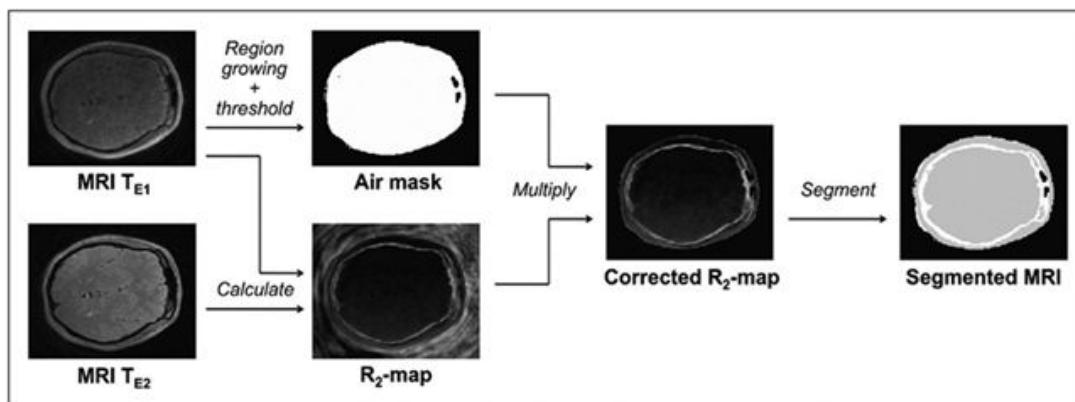


FIGURE 1.5 – Illustration de l'obtention de la carte d'atténuation par segmentation tissus mous et osseux à partir d'acquisitions Dixon et UTE, d'après Keereman 2010 [77].

Pour la correction d'atténuation en imagerie cérébrale, la société GE HealthCare propose une séquence IRM ZTE à temps d'écho quasi nul, avec un temps d'acquisition inférieur à une minute. L'approche utilisée est similaire à celle de la société Siemens Healthineers avec la séquence UTE. Après des étapes de segmentation, des valeurs continues de coefficients d'atténuation sont attribuées aux zones osseuses. Néanmoins, une mauvaise classification de l'air et de l'os dans les zones mastoïdes et nasales conduit à une surestimation du SUV dans les régions proches de la base du crâne [79].

Actuellement, les méthodes basées sur les séquences IRM à temps d'écho très court ne sont pas proposées sur les acquisitions corps entier, à cause de la présence d'artéfacts sur les grands champs de vue. De plus, leurs durées d'acquisition de plusieurs minutes peuvent conduire à des images susceptibles d'être altérées par les mouvements du patient.

Corrections d'atténuation disponibles en clinique basées sur des bases de données

D'autres méthodes ont été proposées pour obtenir des compartiments osseux pour l'imagerie corps entier ou cérébrale à partir de bases de données.

Imagerie corps entier. La société Siemens Healthineers a implémenté une méthode de correction d'atténuation basée sur un modèle qui inclut les structures osseuses principales [80]. Elle est basée sur l'utilisation d'une séquence de Dixon, qui fournit les informations pour segmenter l'image en 4 classes, correspondant à l'air, la graisse, le poumon et les tissus mous. Le modèle de reconstruction comprend également un ensemble de paires d'images d'IRM acquises avec une séquence de Dixon et de masques osseux alignés.

Ce modèle a été généré à l'aide d'images TEP-TDM et TEP-IRM de 200 patients. Les masques osseux contiennent les informations de densités osseuses exprimées en coefficients d'atténuation linéique en cm^{-1} , pour les fémurs, les hanches, la colonne vertébrale et le crâne.

Durant la reconstruction, l'image IRM du modèle est recalée à l'image IRM du sujet, pour chaque os principal avec 2 étapes :

- Une méthode automatique de détection des structures osseuses permet de restreindre l'image du patient à des os spécifiques et de placer des repères sur les structures osseuses. Cette étape est réalisée sur des images en opposition de phase et des images de graisse de la séquence de Dixon. Un premier recalage rigide avec critère de similarité est ensuite appliqué au modèle IRM en s'appuyant sur l'information des repères placés sur les structures osseuses.
- Un recalage déformable basé sur un critère de corrélation croisée permet d'affiner le recalage entre le modèle et l'image du sujet. Cette étape est réalisée avec les images en phase et les images de graisse de la séquence de Dixon.

Une fois l'image IRM modèle recalée sur chacun des os, le masque osseux est ajouté à la carte d'atténuation du sujet comprenant 4 classes.

Cette méthode de correction d'atténuation donne des biais de quantification réduits par rapport aux méthodes ne prenant en compte les os, en particulier dans les structures osseuses et les tissus mous qui les entourent [80].

Imagerie cérébrale. Les sociétés GE HealthCare et Siemens Healthineers proposent une méthode de correction d'atténuation basée sur un atlas moyen qui permet de prendre en compte l'atténuation de l'os du crâne.

Pour la méthode de la société GE HealthCare, un atlas est créé en moyennant les données de 50 scanners TDM de sujets sains, soigneusement sélectionnés en fonction de la forme, de la taille, de la résolution et de l'orientation du patient, ainsi que de l'absence d'anomalies, de pathologie et d'artéfacts.

La séquence de Dixon est acquise selon le protocole habituel et sert de référence à un premier recalage rigide, suivi d'un recalage élastique appliqué à l'atlas TDM moyen.

Ensuite, les structures osseuses et les cavités aériennes (sinus) sont extraites de l'atlas et combinées avec les autres tissus provenant de la séquence de Dixon pour générer un pseudo-TDM (*pseudo-CT*).

Enfin, ce pseudo-TDM est converti en coefficients d'atténuation à 511 keV, comme pour un TEP-TDM [72] [81] (voir Figure 1.6).

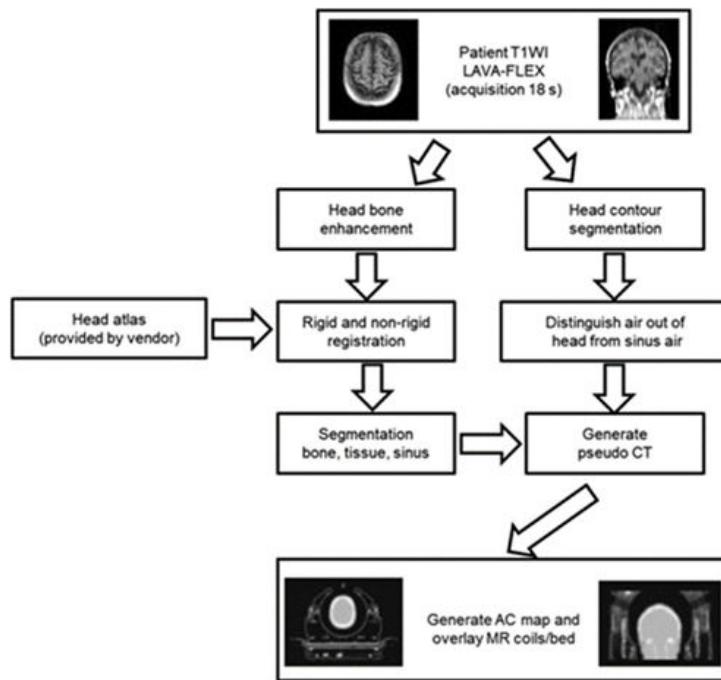


FIGURE 1.6 – Illustration de l’obtention de la carte d’atténuation par atlas pour l’imagerie cérébrale, d’après Sekine 2016 [81].

Les différentes étapes sont complètement automatiques et prennent environ 30 secondes.

L’évaluation de cette méthode montre un petit biais résiduel sur les valeurs de quantification par rapport à la méthode basée sur le TDM (différence = $2,2\% \pm 1,4\%$). Dans certaines régions anatomiques comme le cervelet, le lobe temporal et les structures centrales, ces biais sont plus importants mais ne dépassent pas 8 % [81].

La méthode implémentée par la société Siemens Healthineers pour les acquisitions neurologiques est identique à celle qui a été développée pour le corps entier détaillée ci-dessus. Le coefficient d’atténuation linéaire dans les tissus mous de la région de la tête est de $0,098 \text{ cm}^{-1}$ [82]. Les différentes étapes pour générer cette carte d’atténuation prennent environ 2 à 3 minutes. Cette méthode, comme la méthode basée sur la séquence de Dixon sans base de données avec 4 compartiments, peut donner des valeurs d’atténuation erronées dans les cavités aériques de la tête en les classant comme “Tissus mous” au lieu de “Air” [83]. L’évaluation de cette méthode montre également des petites sous estimations des valeurs quantitatives dans les examens cérébraux, mais ces biais sont moins élevés que ceux obtenus avec la méthode de Dixon ou la méthode UTE [83].

Corrections d’atténuation disponibles en clinique basées sur des techniques d’apprentissage profond

La société United Imaging Healthcare propose une méthode de correction d’atténuation pour l’imagerie corps entier basée sur la génération d’une carte d’atténuation par apprentissage profond à partir de la séquence de DIXON [67]. Les images en phase et en opposition de phase sont utilisées pour calculer les images d’eau et de graisse uniquement, puis segmentées en air, tissus mous et tissus adipeux, poumon et os. La segmentation du poumon est réalisée par un réseau de neurones profond de type U-Net qui ne nécessite aucune intervention manuelle. Une composante osseuse à valeur continue est également générée à l’aide d’un réseau de neurones profond pré-entraîné de type ResNet. Une étude a validé la performance quantitative de cette méthode en comparant les valeurs de SUV entre les images TEP-IRM et TEP-TDM de trente patients faites successivement. Les résultats ont montré une excellente corrélation, avec des différences relatives de SUV généralement inférieures à 10 %. Cependant, des sous-estimations de 18 % entre SUV mesuré en TEP-IRM et TEP-TDM ont été observées dans les os et les lésions osseuses [69]. La société United Imaging Healthcare propose également la génération d’une carte d’atténuation pour l’imagerie cérébrale avec quatre classes de tissus (c’est-à-dire l’air, les tissus mous, les tissus adipeux et l’os cortical) grâce aux images en phase et en opposition de phase à l’aide d’un réseau de neurones profond de type U-Net.

Limitations

Malgré les nombreux travaux sur le sujet et les implantations industrielles de ces méthodes, la correction d'atténuation en TEP-IRM présente plusieurs limitations et ne parvient pas encore à égaler la précision et la robustesse des méthodes de correction basées sur le scanner. En plus du défi lié à la prise en compte de l'atténuation osseuse mentionné précédemment, leurs principales limitations incluent la considération des antennes, la troncature du champ de vue en IRM, et les artéfacts induits par les séquences d'IRM tels que l'inversion graisse/eau et les artéfacts métalliques [84].

Antennes et table d'examen. L'imagerie IRM ne permet pas de produire l'image de certains éléments présents dans le champ de vue et qui concourent à l'atténuation, notamment la table d'examen et les antennes IRM nécessaires à la formation de l'image. Pour le cas où ces éléments sont rigides et ont une position fixe dans le champ de vue, ils peuvent être intégrés dans la carte d'atténuation. C'est le cas de l'antenne tête et de l'antenne ORL notamment, dont les coefficients d'atténuation ont été calculés à partir d'image TDM. Ces valeurs sont intégrées sur la carte d'atténuation patient en prenant en compte leur position connue dans l'appareil (voir Figure 1.7).

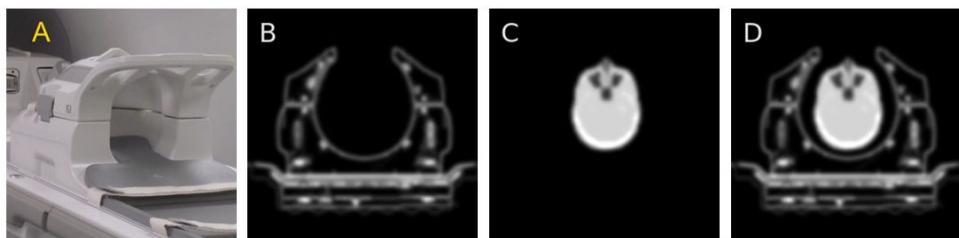


FIGURE 1.7 – Antenne tête et cou (Signa PET/MR, GE HealthCare) dont la position est fixe et connue sur la table d'acquisition (A), coupe de la carte d'atténuation de l'antenne tête et de la table (B), coupe de la carte d'atténuation d'un patient calculée à partir de l'image IRM (C) et la carte d'atténuation finale qui comprend l'atténuation du patient, de l'antenne et de la table (D).

En IRM, l'acquisition peut nécessiter des antennes spécifiques flexibles (cas de l'antenne corps qui peut être placée sur l'abdomen du patient, de l'antenne cardiaque ou des antennes dédiées à l'imagerie des membres par exemple). Dans ce cas, leur position et leur forme peuvent varier d'un patient à l'autre ou même au sein d'une même acquisition en raison de mouvement du patient. Leur intégration dans la carte d'atténuation est donc beaucoup plus complexe. Une solution partielle à ce problème est l'utilisation d'antennes dédiées à la TEP-IRM et moins atténuantes. L'effet sur la quantification a été très étudié pour l'antenne corps, sur des systèmes TEP-IRM [85], [86], [87], et TEP-TDM [88]. Par exemple, des biais de quantification de 10 à 15 % peuvent être observés localement à proximité de l'antenne corps dédiée TEP-IRM pour le système Biograph mMR de la société Siemens Healthineers [85]. Jusqu'à présent, aucun constructeur ne propose de solution implémentée en clinique pour corriger de l'atténuation des antennes flexibles.

Un autre élément non pris en compte dans les cartes d'atténuation des systèmes TEP-IRM est le casque audio, classiquement utilisé en IRM. Celui-ci entraîne des biais de quantification de l'ordre de - 11 % dans le cervelet et les lobes temporaux et est préférentiellement remplacé par des bouchons d'oreille.

Troncature du champ de vue IRM. Les contraintes d'homogénéité du champ magnétique B0 et de la linéarité des gradients de champ magnétique restreignent le champ de vue de l'IRM à une sphère d'environ 40 à 50 cm de diamètre, moins étendue que le champ de vue de la TEP, cylindre d'environ 60 cm de diamètre. Dans le cas d'acquisition corps entier, les bras peuvent donc être en dehors du champ de vue IRM et ne pas être pris en compte dans la carte d'atténuation. Ce phénomène de troncature des bras provoque une sous-évaluation de la fixation en TEP dans la région des bras mais également du thorax [89]. Sur les systèmes TEP-IRM commercialisés, une correction de la troncature des bras est réalisée à l'aide de l'information TEP non corrigée de l'atténuation (voir Figure 1.4). Cette approche permet de définir les contours du patient et de compléter la carte d'atténuation à 511 keV avec les informations des tissus mous. D'autres méthodes basées sur l'information IRM ont également été développées [90].

Inversion graisse et eau et problème de classification des tissus Les images issues de la séquence de Dixon peuvent présenter des artefacts d'inversion des signaux de la graisse et de l'eau. Cet artefact peut concerner une part significative des patients, allant jusqu'à 8 % [91]. La conséquence de cette inversion est un biais de quantification important, de 10 à 30 % selon les régions concernées. D'autres erreurs peuvent également survenir lors des différentes étapes de traitement des images et de classification permettant de générer la carte d'atténuation.

Artifact de susceptibilité magnétique. Cet artefact peut se produire à l'interface de deux tissus ayant des susceptibilités magnétiques différentes, et est particulièrement intense en présence de matériel métallique, qu'il soit ferromagnétique ou non (titane par exemple). Il provoque une perte de signal, dont l'étendue dépend de la séquence et du matériau, et impacte fortement la carte d'atténuation. C'est le cas en particulier quand les parties métalliques présentes dans le patient sont classifiées comme de l'air dans la carte d'atténuation [91], [84]. Cet artefact est fréquemment rencontré au niveau des hanches en présence de prothèse ou dans la sphère ORL en présence de plombages ou d'implants dentaires.

Spécificité des acquisitions TEP-IRM pour des objets test

Les différentes méthodes de correction d'atténuation utilisant des séquences IRM ne peuvent pas être utilisées pour les acquisitions d'objets test. Plusieurs problèmes compliquent la quantification précise des coefficients d'atténuation dans les objets test :

- La composition des objets test (eau, air et matériaux plastiques) est différente de celle des tissus humains (tissus mous, tissus adipeux, air, os), de sorte que les algorithmes de segmentation des tissus du patient ne peuvent pas visualiser correctement les composants de l'objet test ni leur attribuer le coefficient d'atténuation correspondant. La société Siemens Healthineers propose la possibilité de spécifier que l'objet imaginé est un objet test. Dans ce cas, uniquement deux tissus seront segmentés (eau et air) et un coefficient d'atténuation fixe est assigné à chacune des classes ($0,096 \text{ cm}^{-1}$ pour l'eau et 0 cm^{-1} pour l'air) [68]. L'utilisation de cette méthode permet d'obtenir un coefficient d'atténuation approprié pour l'eau des objets test.
- Habituellement, de l'eau pure est utilisée pour le remplissage des objets test en TEP. Or, l'eau peut introduire de forts artefacts dans les images IRM, car la réponse du signal n'est pas homogène. Du NaCl ou d'autres fluides qui modifient les propriétés diélectriques doivent être ajoutés à la solution d'eau pour augmenter l'homogénéité du signal pendant les séquences IRM des objets test.
- En outre, la correction de l'atténuation basée sur l'IRM prend en compte uniquement l'eau présente dans les objets test, mais elle ne prend pas en compte les matériaux plastiques ou synthétiques couramment utilisés dans les objets test, non visibles sur l'image IRM. Par conséquent, les parois de l'objet test sont systématiquement ignorées dans la carte d'atténuation basée sur l'IRM (voir Figure 1.8).

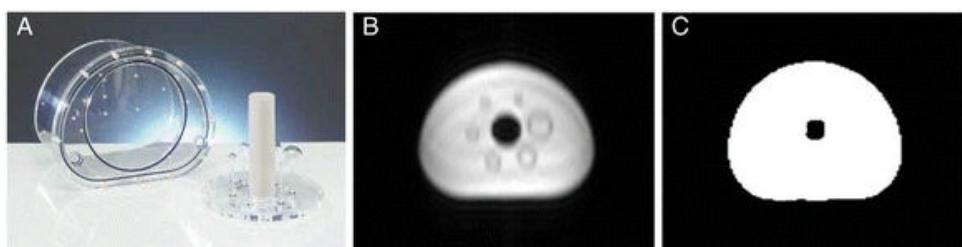


FIGURE 1.8 – A : l'objet test *NEMA IEC PET Body Phantom Set™* fabriqué par PTW (PTW, Freiburg, Germany). B : Séquence AC Dixon VIBE de l'objet test montrant uniquement le contenu fluide de l'objet (eau). C : La paroi de l'objet test (Plexiglas) n'est pas visible en IRM et n'est donc pas prise en compte dans la carte d'atténuation de l'objet test. Notez que les sphères de verre sont affichées sous forme de vides de signal (bords sombres en B) qui sont segmentés en eau dans la carte d'atténuation (C). D'après Ziegler 2015 [92].

Pour résoudre les différents problèmes liés à la correction d'atténuation pour les objets tests, les constructeurs proposent l'utilisation de carte d'atténuation prédefinie obtenue à partir d'une acquisition TDM des objets test appelée *template* ou *CT template*. Cette carte est mise en correspondance sur les images TEP non corrigées de l'atténuation et utilisée ensuite pendant le processus de reconstruction TEP.

Pendant les acquisitions TEP, l'objet test préconisé par le constructeur doit être placé avec soin à une position prédéfinie afin de garantir l'alignement entre la carte d'atténuation et les données TEP. Pour garantir une mise en place reproductible de chaque objet test, un support objet test spécifique doit être utilisé. Pour ces raisons, les constructeurs proposent des objets test spécifiques tels que le l'objet test de vérification du SUV ou l'objet test *NEMA IEC PET Body Phantom Set*TM, avec des protocoles dédiés pour l'acquisition et la reconstruction des données de ces objets test. L'utilisation d'un objet test différent de celui recommandé par le constructeur n'est pas possible en TEP-IRM. Par exemple, l'objet test *NEMA IEC PET Body Phantom Set*TM fourni par la société GE HealthCare est fabriqué par Data Spectrum (Data Spectrum Corp., Hillsborough, NC) alors que celui fourni par la société Siemens Healthineers est fourni par PTW (PTW, Freiburg, Germany). Ces deux objets test ont des compositions différentes et ne sont donc pas interchangeables. Dans tous les cas, lorsque l'on utilise ces protocoles, il faut être conscient que le processus utilisé est différent de celui appliqué en routine clinique et que la validité de la correction d'atténuation clinique n'est pas vérifiée.

Si l'utilisateur souhaite utiliser un objet test pour lequel la carte d'atténuation n'est pas connue du système, il doit se procurer une image TDM de l'objet, la mettre en correspondance spatiale avec l'image TEP non corrigée de l'atténuation et l'intégrer à la reconstruction TEP, opération qui nécessite des consignes spécifiques de la part du constructeur. Cette opération peut être réalisée hors ligne si le constructeur propose une plateforme logicielle de reconstruction indépendante pour applications de recherche telle que Duetto pour GE HealthCare ou e7 tools pour Siemens Healthineers. Pour une reconstruction en ligne, il faut substituer sur la console d'acquisition la carte d'atténuation générée par le système par celle générée par l'utilisateur au format constructeur.

Chapitre 2

Contrôles de qualité

Les contrôles de qualité décrits dans ce chapitre concernent la modalité TEP, éventuellement en association avec la TDM ou l'IRM. Ils ont un caractère soit obligatoire (Tableau 2.1), soit optionnel (Tableau 2.2). Les contrôles spécifiques à la TDM associée à la TEP ne sont pas abordés, car leurs modalités seront décrites dans la future révision de la décision du 22 novembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité des scanographes [93]. Pour les appareils IRM associés à la TEP, le lecteur se référera à l'état de l'art des recommandations qui en l'état actuel est décrit dans le protocole EFOMP [94].

Il existe plusieurs recommandations internationales sur le contrôle qualité en TEP émises par des organes professionnels tels que l'Agence internationale de l'énergie atomique (AIEA) [95], l'Association américaine des physiciens en médecine (AAPM) [96], l'Association européenne de médecine nucléaire (EANM) [97] et la Fédération européenne des organisations de physique médicale (EFOMP) [94]. Les modalités des contrôles décrits dans ce chapitre sont issues de la pratique des rédacteurs du document, des recommandations internationales, en particulier celles de l'EFOMP [94], et du programme d'accréditation *FDG-PET/CT* de l'initiative *EANM Forschungs GmbH* (EARL) [98].

Test	Paramètres testés	Fréquence	Matériel	Radionucléide et activité	Durée immobilisation
Contrôle quotidien	Fonctionnement des détecteurs et homogénéité de réponse	Quotidienne	Source recommandée par le constructeur	Recommandés par le constructeur	15-30 min. Pour des systèmes à grand champ de vue axial, cette durée peut être plus longue, entre 2 et 5 heures.
Contrôle de l'indice SUV et de l'uniformité de l'image reconstruite	Exactitude du SUV, Uniformité axiale, Absence d'artéfacts	Trimestrielle	Cylindre creux de 20 cm de diamètre	Initial : tout radionucléide utilisé en routine clinique. Trimestriel : ¹⁸ F. Concentration \geq pratique clinique	30 min par radionucléide et mode d'avancement de la table d'examen
Recalage multi-modalité	Correspondance spatiale des images TEP et TDM ou IRM	Annuelle	Recommandé par le constructeur	Recommandés par le constructeur	1 h
Qualité d'image	Coefficients de recouvrement de contraste. Erreur relative des corrections	Annuelle	<i>NEMA IEC PET Body Phantom Set</i> TM	¹⁸ F, 25 MBq	30 min
Taux de comptage et exactitude des corrections	Taux de coïncidences promptes, fortuites, pseudo-vraies ainsi que du pseudo-NEC. Exactitude du SUV, uniformité axiale, absence d'artéfacts.	Initiale	Cylindre creux de 20 cm de diamètre	¹⁸ F, 400 MBq	12 h
Correction d'atténuation en TEP-IRM	Valeur des coefficients d'atténuation	Initiale	Données cliniques	Données cliniques	0 h

TABLEAU 2.1 – Liste des contrôles obligatoires.

Test	Paramètres testés	Fréquence	Matériel	Radionucléide et activité	Durée immobilisation
Recalage multi-modalité indépendant	Correspondance spatiale des images TEP et TDM ou IRM	Annuelle	Recommandé par le constructeur	Recommandés par le constructeur	1 h
Qualité d'image avec microsphères	DéTECTabilité des microsphères	Annuelle	Jaszczak ou <i>NEMA IEC PET Body Phantom Set</i> TM avec un jeu de microsphères	¹⁸ F, concentration = pratique clinique	30 min
Taux de comptage et exactitude des corrections	Taux de coïncidences pseudo-vraies	Annuelle	Cylindre creux de 20 cm de diamètre	¹⁸ F, concentration \geq pratique clinique	30 min

TABLEAU 2.2 – Liste des contrôles optionnels.

2.1 Contrôle quotidien

2.1.1 But

Le contrôle quotidien permet de s'assurer du bon fonctionnement des détecteurs, de l'électronique de détection et d'assurer l'homogénéité de réponse des détecteurs. La réalisation du contrôle s'effectue quotidiennement avant la réalisation des examens cliniques selon une procédure spécifique à chaque constructeur, implémentée sur la machine. Cette procédure peut comporter un calibrage de la chaîne de détection.

Lorsque les horloges du TEP et de l'activimètre ne sont pas directement connectées au Temps universel coordonné (UTC), le contrôle quotidien de la synchronisation de ces 2 horloges (tolérance < 2 min) fera partie de la procédure.

2.1.2 Principe

Une source radioactive scellée de période longue est placée dans l'anneau TEP. Une acquisition de 3 à 30 minutes environ est réalisée. Les étapes d'acquisition, de traitement des données, de calcul des figures de mérite et de comparaison aux tolérances s'enchaînent de façon automatique ou quasi-automatique. Chaque constructeur a ses propres figures de mérite et ses propres spécifications. À la fin de la procédure, les résultats des différents tests sont affichés et archivés. Un message ou un code couleur affiché à la fin de la procédure permet de voir si les dérives sont dans les tolérances du constructeur ou si un défaut empêche l'utilisation clinique du système. La visualisation des sinogrammes du contrôle est possible sur la plupart des systèmes et permet d'identifier les défauts.

Sur certains systèmes à cristaux LSO ou LYSO, le contrôle quotidien et le calibrage peuvent être effectués automatiquement, sans intervention de l'opérateur, à partir de la radioactivité naturelle du cristal scintillateur. En effet, ces cristaux contiennent du ^{176}Lu qui a la propriété d'émettre en cascade une particule β^- d'énergie maximale 593 keV et des photons gamma d'énergie 88, 202 et 307 keV. Les informations de dépôt d'énergie de ces émissions dans un ou plusieurs cristaux permettent de vérifier l'étalonnage en énergie, l'alignement temporel et également la cartographie de réponse des blocs, moyennant un temps d'acquisition très long (environ 5 heures) et l'absence de bruit de fond dans la pièce [99, 100, 101].

2.1.3 Réalisation du contrôle

Objet Test	Source	Acquisition	Correction et reconstruction
Recommandation constructeur	Recommandation constructeur	Recommandation constructeur	Non applicable

Le matériel, le positionnement et les figures de mérite calculées pour les principaux systèmes disponibles en 2023 sont précisés dans le Tableau 2.3.

Matériel

Objet test. Celui recommandé par le constructeur a une géométrie déterminée, qui permet d'exposer la couronne de détection à un flux de photons de 511 keV.

Source. La période de l'isotope est longue, afin de pouvoir utiliser l'objet test plusieurs mois. Les isotopes utilisés sont :

- le ^{68}Ge , qui se désintègre avec une période de 270 jours vers le ^{68}Ga , émetteur β^+ ;
- le ^{22}Na , émetteur β^+ et γ (1274 keV) de période 2,6 années.

La source utilisée, ponctuelle ou étendue, est placée dans l'air dans une position de référence au centre du champ de vue du tomographe. Pour certains systèmes anciens, une source linéaire motorisée est positionnée de façon automatique.

Acquisition des images

La vérification préalable du bon fonctionnement du système de régulation de température est effectuée sur certains systèmes à SiPM. L'étape de l'acquisition des données est réalisée avec une procédure automatisée et un centrage de référence de l'objet test. La visualisation du sinogramme de l'enregistrement permet d'identifier un défaut des détecteurs ou un problème de centrage de la source radioactive (réglage mécanique du support de source).

La durée d'examen est automatiquement adaptée à l'activité de la source.

Corrections et reconstructions des images

Le cas échéant, selon le protocole du constructeur.

2.1.4 Analyse des résultats

Traitement des images

L'analyse des résultats est également automatique, les valeurs des paramètres enregistrés sur la machine ou calculés à partir des sinogrammes sont comparées aux tolérances établies par le constructeur à partir d'un enregistrement de référence. Cet enregistrement de référence est réalisé de façon périodique (fréquence fixée par le constructeur). À la fin du contrôle, un code couleur ou un message s'affiche en cas de réussite ou d'échec de ces différents tests. En cas d'avertissement, on vérifiera en premier lieu le positionnement de la source et la température de fonctionnement du détecteur avant de renouveler le contrôle. En cas de nouvel échec du contrôle, notamment dans le cas du défaut d'un bloc détecteur, le problème doit être corrigé dès que possible. Selon l'étendue du défaut et les recommandations du constructeur, les examens cliniques peuvent être suspendus.

L'enregistrement de ces résultats permet d'accéder à des courbes de tendances utiles pour anticiper une dérive progressive d'un paramètre. Il est recommandé de visualiser périodiquement les paramètres calculés afin d'identifier une dérive qui ne serait pas mise en évidence lors du test quotidien. La visualisation des sinogrammes ou des cartes d'efficacité des détecteurs complète cette analyse.

Sur les systèmes à photodétecteurs SiPM, une attention particulière est à porter au suivi de la synchronisation temporelle des détecteurs (appelée ci-après dans le tableau *timing*) et à la température des SiPM.

Sur les systèmes de la société Siemens Healthineers, l'acquisition de la source sert à tester le système mais également à établir une carte de normalisation de la réponse des détecteurs. Cette carte établie quotidiennement est sauvegardée et appliquée à toutes les acquisitions du jour.

Sur les systèmes de la société GE HealthCare, un calibrage bihebdomadaire (procédure *PET Detector Cal*) et trimestriel (procédures *PET Normalization* et *PET 3D WCC*) des détecteurs est recommandé.

Pour assurer la sauvegarde de ces valeurs, notamment en cas de mise à jour du système, il est recommandé d'archiver périodiquement les résultats et les calibrages quotidiens sur un support indépendant de la station d'acquisition.

Tolérance

Selon les spécifications du constructeur.

2.1.5 Fréquence et durée d'immobilisation

Le contrôle est à réaliser quotidiennement. La durée d'immobilisation du système TEP-TDM ou TEP-IRM est généralement de 3 à 30 minutes, selon le système et l'activité de la source externe. Pour des systèmes à grand champ de vue axial, cette durée peut être plus longue, entre 2 et 5 heures.

2.1.6 Annexe

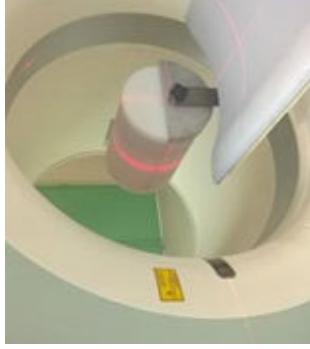
Système et procédure	Source et objet test	Positionnement de la source	Tests réalisés
Siemens Healthineers Biograph : Horizon, mCT, mMR et Vision. Procédure : <i>PET Quality Check</i> . L'efficacité de détection est actualisée quotidiennement. Procédure sans source en option : <i>QualityGuard</i> .	Support de centrage en bout de table. Cylindre homogène entre 38 et 96 MBq de ^{68}Ge , de rayon 10 cm, de longueur 20 cm (mCT) ou 30 cm (mMR, Vision).		— Bruit du bloc détecteur — Efficacité du bloc détecteur (%) — Taux fortuits et diffusés (%) — Efficacité du scanner (sensibilité) — Facteur de calibrage (ECF) — Efficacité planaire — <i>Timing</i> du bloc : décalage et largueur — Alignement temporel résiduel — Hebdo. : Alignement temporel par ajustement de la fenêtre en énergie de chaque cristal
Philips : Ingenuity et Vereos. Procédure : <i>AutoQC PET Daily QA</i> .	Support de centrage constructeur à placer directement dans l'anneau. Source quasi-punctuelle de ^{22}Na d'activité 4 à 15 MBq.		— Initialisation du système — Vérification des capteurs — Vérification du centrage de la source — Test en énergie et ajustement ECORR. — Test du <i>timing</i> (progr.) — Test d'uniformité : vérification des <i>bad pixels</i>
GE HealthCare : Discovery MI, SIGNA PET/MR, Omni Legend et autres systèmes antérieurs. Procédure : <i>Daily Prep</i> .	Support de centrage en bout de table (1). Source annulaire de ^{68}Ge , entre 38 et 55 MBq, de volume actif 1,26 L, de longueur 30 cm (2). Source linéaire de ^{68}Ge de 18 MBq à l'intérieur de l'anneau, non visible.		Mesures par cristal en mode expert — Nbre de coïncidences et <i>singles</i> — Temps mort, erreur de timing et pic d'énergie Mesures globales : rapport du contrôle — Moyenne et variance du nombre de coïncidences — Moyenne et variance du nombre de « <i>singles</i> » — Moyenne du temps mort — Moyenne du <i>timing</i> — Décalage du pic

TABLEAU 2.3 – Récapitulatif des contrôles quotidiens sur différents systèmes disponibles en 2023.

2.2 Contrôle de l'indice SUV et de l'uniformité de l'image reconstruite

2.2.1 But

Il est important de contrôler l'indice SUV afin de vérifier la validité du facteur de calibrage du TEP par rapport au facteur d'étalonnage de l'activimètre utilisé pour déterminer l'activité administrée aux patients. Ce contrôle doit être réalisé pour les divers radionucléides associés aux médicaments radio-pharmaceutiques ayant l'autorisation de mise sur le marché et disponibles sous une forme qui peut être homogénéisée en milieu aqueux, et pour les divers modes d'avancement de la table d'examen (balayage continu et non-continu) utilisés en routine clinique dans le service.

L'uniformité de l'image reconstruite est une mesure de la réponse du système à une distribution homogène de la radioactivité dans les champs de vue transversal et axial.

2.2.2 Principe

Le principe consiste à analyser les images d'un objet de forme cylindrique de concentration radioactive uniforme et connue. L'indice SUV mesuré dans les images reconstruites doit être égal à 1. Cette acquisition est également exploitée pour l'estimation de l'uniformité de l'image reconstruite.

2.2.3 Réalisation du contrôle

Objet Test	Source	Acquisition	Correction et reconstruction
Cylindre creux de 20 cm de diamètre et de 20 cm de longueur au minimum.	Initial : tout radionucléide utilisé en routine clinique ayant l'AMM et disponible sous une forme pouvant être homogénéisée en milieu aqueux. Trimestriel : ^{18}F . Concentration radioactive \geq pratique clinique.	Suivant les divers modes d'avancement de la table d'examen utilisés en clinique pour le radionucléide testé, acquisition de l'intégralité de l'objet test avec déplacement de la table.	Selon le protocole le plus utilisé en clinique pour le radionucléide testé.

Matériel

Le contrôle ne doit en aucun cas être réalisé avec la source utilisée pour le calibrage du système.

Objet test. On réalise l'acquisition d'un objet test uniformément radioactif. Cet objet test est un cylindre creux que l'on peut remplir d'une solution aqueuse de volume connu précisément ($< 1\%$). Il est recommandé que l'objet test soit de diamètre 20 cm et de longueur supérieure ou égale à 20 cm, et de préférence supérieure au champ de vue axial de l'appareil TEP à contrôler.

Source. L'objet test doit être rempli d'une solution aqueuse homogène contenant le radionucléide souhaité. La concentration radioactive doit être à minima représentative des explorations cliniques du radionucléide choisi. L'activité totale présente dans l'objet test doit être connue avec précision, de préférence à l'aide de l'activimètre utilisé pour déterminer l'activité administrée aux patients. On prendra les mesures nécessaires pour s'assurer que l'activité résiduelle dans le dispositif d'injection soit négligeable (si possible en mesurant le dispositif d'injection vide) et que la solution radioactive soit parfaitement homogène.

La validité du SUV dépend du facteur de calibrage mais également des corrections de décroissance et du volume radioactif assimilé au poids. Il est donc indispensable de vérifier la synchronisation des horloges des appareils impliqués dans le processus (activimètre, station d'acquisition, etc.) et la validité du poids (unité, etc.). Si le nombre de décimales disponibles pour préciser la masse du patient n'est pas suffisant pour éviter une erreur d'arrondi, on multipliera la masse par un facteur dix. La valeur de référence du SUV vaudra alors 10.

Acquisition des images

Le contrôle doit être réalisé en fonction des modes d'avancement de la table d'examen utilisés en clinique pour le radionucléide choisi. L'objet test peut être soit posé directement sur la table d'examen, soit posé sur un support dédié à cet effet. Il est centré horizontalement et verticalement si la hauteur de table le permet.

- Si le mode d'avancement pas à pas de la table d'examen est utilisé en clinique pour le radionucléide choisi, deux pas de lit au minimum sont acquis de façon à acquérir l'intégralité de l'objet test avec le recouvrement habituellement utilisé en clinique. La durée de chaque pas est à minima égale à celle utilisée en clinique. L'objet test est centré axialement par rapport aux 2 pas de lit.
- Si le mode d'avancement continu de la table d'examen est utilisé en clinique pour le radionucléide choisi, une acquisition de l'intégralité de l'objet test centré axialement est réalisée, en veillant à ce qu'un déplacement de la table ait lieu durant l'acquisition. La vitesse de déplacement est au maximum celle habituellement utilisée en clinique.
- Si aucune acquisition clinique du radionucléide choisi ne nécessite de déplacement de la table d'examen, un seul pas de lit centré sur l'objet test peut être acquis d'une durée à minima égale à celle utilisée en clinique, en lieu et place de deux pas de lit. Il faudra veiller toutefois à ce que la longueur de l'objet test soit supérieure à celle du champ de vue axial.
- Pour les systèmes à grand champ de vue axial (≥ 1 mètre), si une acquisition avec déplacement de la table d'examen (mode balayage continu ou pas à pas) n'est pas possible, on procédera à trois acquisitions pour différentes localisations axiales de l'objet test : au centre, en bordure du champ de vue et en position médiane entre le centre et le bord.

Pour les systèmes TEP-IRM, du fait de la carte d'atténuation pré-intégrée, on pourra utiliser le protocole d'acquisition recommandé par le constructeur pour le contrôle de l'indice SUV.

Les paramètres d'acquisition, l'objet test utilisé, l'activité ainsi que le positionnement de l'objet test doivent être consignés et identiques à chaque contrôle périodique, avec une tolérance de 10 % sur l'activité au démarrage de l'acquisition.

Corrections et reconstructions des images

Le protocole de reconstruction le plus utilisé en clinique pour le mode d'avancement utilisé de la table d'examen selon le radionucléide choisi avec toutes les corrections disponibles est appliqué. Les paramètres doivent être consignés et identiques pour chaque contrôle périodique. Les images reconstruites sont conservées.

2.2.4 Analyse des résultats

Toutes les acquisitions réalisées doivent être analysées séparément.

Traitement des images

Analyse visuelle et indice SUV. À partir d'une console d'interprétation utilisée par les médecins, une analyse visuelle de tout le volume doit être réalisée dans les conditions de visualisation d'un examen clinique dans les plans axial et transverse. On vérifiera l'absence d'artéfacts ou de non-uniformité. L'indice SUV est ensuite évalué en définissant sur la coupe axiale passant par le centre de l'objet test une région d'intérêt circulaire centrée de diamètre égal à 80 % du diamètre du cylindre. On enregistre la moyenne et l'écart type en échelle SUV sur cette région.

Uniformité axiale et quantification. L'analyse ne doit pas obligatoirement être menée sur une console d'interprétation utilisée par les médecins et l'unité utilisée est soit l'indice SUV, soit la concentration radioactive (Bq/mL). La valeur de référence exprimée en Bq/mL est donnée par l'activité mesurée

à l'activimètre, à laquelle on applique la décroissance entre sa mesure et le temps de référence pour la correction de la décroissance de l'image TEP (voir annexe), divisée par le volume actif de l'objet test.

Une région d'intérêt circulaire centrée de diamètre égal à 80 % du diamètre du cylindre est répétée sur tous les plans axiaux de coupe z incluant l'objet test en éliminant les plans de coupe situés à moins de 2 cm du bord de l'objet. À partir de la valeur moyenne de la région d'intérêt pour chaque plan de coupe $RdI(z)$, on calcule :

- la valeur moyenne dans le volume d'intérêt : $VdI = \text{moyenne}\{RdI(z)\}$;
- la valeur minimale : $\min_{RdI} = \text{minimum}\{RdI(z)\}$;
- la valeur maximale : $\max_{RdI} = \text{maximum}\{RdI(z)\}$.

À partir de ces valeurs, on détermine le pourcentage de non-uniformité intégrale axiale U défini comme

$$U = \frac{\max_{RdI} - \min_{RdI}}{VdI}. \quad (2.1)$$

Les résultats quantitatifs sont consignés.

Tolérance

Analyse visuelle et indice SUV. Si des artéfacts ou des non-uniformités sont mis en évidence par l'analyse visuelle, une action corrective est déclenchée. La présence d'éventuels artéfacts peut être causée par un mauvais calibrage temporel des détecteurs pour les systèmes à temps de vol. Dans ce cas, il sera utile de comparer avec une reconstruction sans temps de vol.

L'indice SUV moyen mesuré dans la coupe centrale doit être égale à $1 \pm 0,1$ (respectivement 10 ± 1 si la masse du patient a été multipliée par 10). En cas d'écart, il sera utile de vérifier la valeur des champs DICOM utilisés pour le calcul du SUV. On trouvera en annexe un exemple d'estimation du facteur d'échelle du SUV qui permet de convertir une image exprimée en Bq/mL vers une image exprimée en SUV, à partir de la valeur des champs DICOM de l'image TEP.

Uniformité axiale et quantification. Il est souhaitable que la valeur moyenne du volume d'intérêt VdI ne s'écarte pas de plus de 5 % de la valeur de référence, exprimée soit en SUV, soit en Bq/mL. Si elle s'en écarte de plus de 10 %, une remise en conformité doit être déclenchée et la dérive doit être signalé aux médecins nucléaires interprétant les examens réalisés sur le système TEP.

L'indice de non-uniformité intégrale axiale U ne doit pas varier de plus de 2 points de pourcentage de la valeur de référence établie lors du contrôle initial. Il n'y a pas de critère de tolérance sur la valeur initiale.

2.2.5 Fréquence et durée d'immobilisation

Ce contrôle doit être réalisé en initial pour tous les radionucléides utilisés (ayant l'autorisation de mise sur le marché et disponible sous une forme pouvant être homogénéisée en milieu aqueux), ainsi qu'à chaque changement de logiciel du système pouvant affecter la quantification.

Ce contrôle doit être réalisé au ^{18}F en trimestriel, ainsi qu'après tout changement pouvant affecter les détecteurs.

La durée d'immobilisation du système TEP est d'environ 30 minutes par radionucléide et par mode d'avancement de la table d'examen.

2.2.6 Annexe

Le facteur d'échelle du SUV permet de convertir une image exprimée en Bq/mL en une image exprimée en SUV. Ce facteur dépend de l'activité administrée, de la masse du patient et de la différence de temps entre la mesure de l'activité et le temps de référence pour la correction de la décroissance de l'image TEP. Ce dernier temps est indiqué dans le champ DICOM '*DecayCorrection* (0054,1102)'. La valeur du champ vaut **NONE** si aucune correction de décroissance n'est appliquée, **START** s'il correspond au temps de la série (champ DICOM '*SeriesTime* (0008,0031)') et **ADMIN** s'il correspond au temps d'administration du radiopharmaceutique (champ DICOM '*RadiopharmaceuticalStartTime* (0018,1072)'). En cas de doute, on peut calculer soi-même le facteur de décroissance de l'image TEP et comparer la valeur obtenue à celle indiquée dans le champ DICOM '*DecayFactor* (0054,1321)'.

Le facteur d'échelle du SUV est calculé à partir de la valeur de certains champs DICOM de l'image. Si ces champs ne sont renseignés, le SUV ne peut pas être calculé. Pour chaque système, les différents

champs DICOM disponibles sont décrits dans un document intitulé *DICOM conformance statement*. Voici un exemple d'estimation du facteur d'échelle, qui suppose que l'image TEP est enregistrée en unités de Bq/mL et qu'elle n'a pas été retraitée après reconstruction :

1. On vérifie pour le champ DICOM '*CorrectedImage* (0028,0051)' que l'image est corrigée de l'atténuation et de la décroissance : **ATTN\DECY**.
2. On vérifie pour le champ DICOM '*Units* (0054,1001)' que l'unité de l'image est en Bq/mL : **BQML**.
3. On vérifie pour le champ DICOM '*DecayCorrection* (0054,1102)' que l'image est corrigée de la décroissance par rapport au temps de la série : **START**.
4. On vérifie que le temps de la série (champ DICOM '*SeriesTime* (0008,0031)') n'est pas postérieur au temps de l'acquisition (champ DICOM '*AcquisitionTime* (0008,0032)').
5. La demi-vie du radionucléide est indiquée dans le champ DICOM '*RadionuclideHalfLife* (0018,1075)' en secondes : $T_{1/2}$.
6. Le temps de la série est indiqué dans le champ DICOM '*SeriesTime* (0008,0031)' avec le format *hhmmss* : T_{series} .
7. Le temps d'administration du radiopharmaceutique est indiqué soit dans le champ DICOM '*Radio-pharmaceuticalStartTime* (0018,1078)' avec le format *aaaammjjhhmmss*, soit dans le champ DICOM '*Radio-pharmaceuticalStartTime* (0018,1072)' avec le format *hhmmss* : T_{MRP} .
8. L'activité administrée est indiquée dans le champ DICOM '*RadionuclideTotalDose* (0018,1074)' en Bq : A .
9. La masse du patient est indiquée dans le champ DICOM '*PatientWeight* (0010,1030)' en kg : m .

Le facteur d'échelle du SUV vaut alors

$$\lambda_{\text{SUV}} = \frac{m \cdot 1000}{A \exp\left(\frac{-\ln(2)(T_{\text{series}} - T_{\text{MRP}})[\text{s}]}{T_{1/2}}\right)}. \quad (2.2)$$

Si les points 2 à 4 ne sont pas vérifiés, d'autres formules peuvent s'appliquer. Ainsi, si la valeur du champ DICOM *DecayCorrection* vaut **ADMIN**, cela signifie que les images sont déjà corrigées de la décroissance radioactive par rapport au temps d'administration du radiopharmaceutique.

Pour les radionucléides autres que le fluor 18, il est utile de vérifier le rapport d'embranchement de la désintégration β^+ , indiqué dans le champ DICOM '*RadionuclidePositronFraction* (0018,1076)'.

2.3 Recalage multi-modalité

2.3.1 But

Ce test permet de vérifier le recalage des images multimodales. Il s'applique aux systèmes TEP-TDM et TEP-IRM. Ce recalage est calibré lors de certaines maintenances. Il permet d'établir une matrice de transformation (rotation, translation et éventuellement homothétie) dans les 3 directions de l'espace entre les volumes d'images générés par les deux modalités (TEP et TDM ou TEP et IRM). Dans le cas de la bimodalité TEP-IRM, ce test n'a pas pour objectif d'évaluer les déformations liées spécifiquement aux séquences IRM.

2.3.2 Principe

Un objet visible par les 2 modalités est utilisé (illustrations en Figure 2.1 pour la bimodalité TEP-TDM et Figure 2.2 pour la bimodalité TEP-IRM). Pour certains systèmes TEP-IRM, le signal en TEP peut correspondre à une absence de signal en IRM dans un objet produisant un signal IRM homogène (exemple : Figure 2.2). Le test consiste à vérifier visuellement et quantitativement la qualité de la superposition des images de l'objet par les 2 modalités.

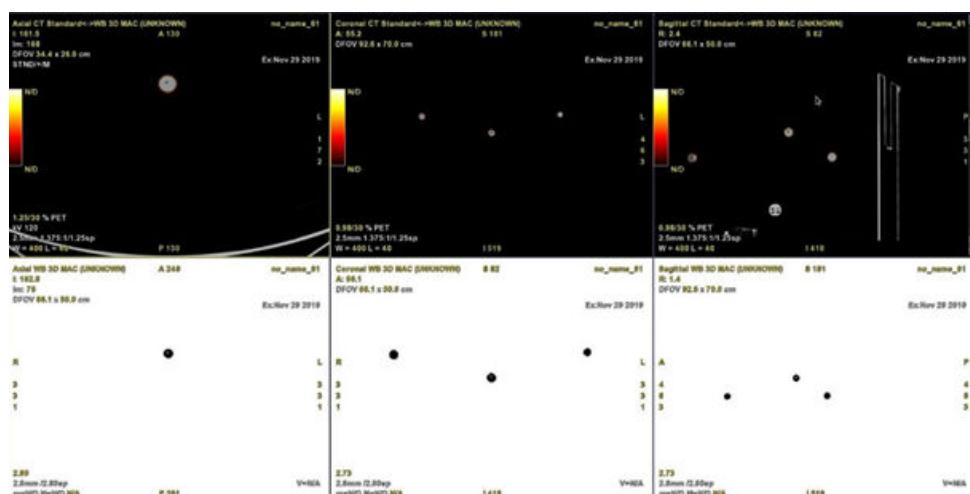


FIGURE 2.1 – Coupes axiale, coronale et sagittale TEP-TDM fusionnées (haut) et TDM seule (bas) d'un objet test constructeur (société GE HealthCare) utilisé pour le contrôle du recalage multi-modalité.



FIGURE 2.2 – Exemple d'objet test constructeur (société Siemens Healthineers) avec quatre sources linéaires utilisé pour le contrôle du recalage TEP-IRM, coupe axiale en TEP, IRM et fusion des 2 modalités.

2.3.3 Réalisation du contrôle

	Objet Test	Source	Acquisition	Correction et reconstruction
Contrôle visuel	selon modalités constructeur si elles le permettent	Recommandé par le constructeur	Recommandée par le constructeur	Recommandée par le constructeur
	indépendant si elles ne le permettent pas	Recommandé par le constructeur	Recommandée par le constructeur	Protocole d'acquisition caractéristique de l'utilisation clinique
Contrôle quantitatif		Recommandé par le constructeur	Recommandée par le constructeur	Recommandée par le constructeur

Le test est réalisé selon les modalités préconisées par le constructeur. Si celles-ci ne permettent pas la visualisation des images obtenues, alors une seconde acquisition indépendante doit être réalisée spécifiquement pour le contrôle visuel du recalage.

Matériel

L'objet test fourni par le constructeur pour le calcul du recalage est utilisé. Cet objet consiste généralement en plusieurs sources scellées linéaires ou sphériques de ^{68}Ge ou ^{22}Na disposées de sorte à explorer les 3 axes du tomographe en même temps. Dans le cas de l'utilisation de sources linéaires, il est important que les axes définis par les sources radioactives ne soient pas parallèles avec ceux du tomographe.

Sur les systèmes TEP-TDM, selon le mécanisme de déplacement de la table d'examen, la flèche de table peut influencer le recalage des images. Le calibrage et le contrôle peuvent se faire avec un lest sur la table pour une ou plusieurs positions axiales pour simuler la masse du patient. Dans le cas d'une acquisition selon les modalités du constructeur, on suivra ses recommandations. Dans le cas contraire d'une acquisition caractéristique de l'utilisation clinique, le contrôle pourra être fait avec un lest d'environ 50 kg sur la table.

Acquisition, corrections et reconstruction des images

L'acquisition et la reconstruction des images devront être réalisées selon les modalités préconisées par le constructeur pour le contrôle ou l'étalonnage du recalage multi-modalité. Celles-ci peuvent nécessiter des acquisitions à diverses positions de lit, en particulier pour les systèmes à grand champ axial.

Si le protocole préconisé par le constructeur ne permet pas l'obtention de volumes d'images TEP et TDM ou IRM et leur visualisation sur une console de visualisation, alors une deuxième acquisition sera réalisée pour l'analyse visuelle avec un protocole d'acquisition caractéristique de l'utilisation clinique de la machine. Les paramètres de reconstruction doivent être adaptés : les images TEP doivent être reconstruites sans correction d'atténuation ni post-filtrage, avec une matrice permettant d'avoir des pixels de taille millimétrique dans le plan transverse, en utilisant éventuellement un zoom supérieur à 1.

Dans tous les cas, l'objet utilisé, la position de l'objet, les paramètres d'acquisition et de reconstruction utilisés seront consignés et identiques à chaque contrôle. Les images reconstruites TEP et TDM ou IRM sont conservées.

2.3.4 Analyse des résultats

Traitement des images

Analyse visuelle. On réalise une analyse visuelle des décalages éventuellement observés sur le dispositif multimodal à l'aide d'un outil de visualisation utilisé dans le cadre clinique en vérifiant la superposition exacte entre les images des sources acquises en TEP et en TDM ou IRM dans les 3 plans de coupes orthogonaux principaux.

Analyse quantitative obligatoire selon le protocole du constructeur. L'analyse quantitative doit être réalisée au minimum avec les outils proposés par le constructeur. Dans ce cas, on se référera à la documentation fournie par le constructeur. On conseille d'utiliser le protocole d'acquisition et de reconstruction fourni par le constructeur pour réaliser cette analyse. Les résultats quantitatifs sont consignés.

Tolérance

Analyse visuelle. On comparera la superposition entre les images en TEP et en TDM ou IRM. Sur plusieurs coupes, le pixel d'intensité maximale identifié en ajustant la fenêtre de visualisation en TEP doit se trouver à l'intérieur du signal TDM ou IRM de l'objet test. Dans l'hypothèse où cette condition n'est pas satisfaite, une remise en conformité est nécessaire. En complément, on pourra quantifier l'écart observé entre les 2 modalités en réalisant le contrôle optionnel 2.4.

Analyse quantitative obligatoire selon le protocole du constructeur. Les tolérances quantitatives préconisées par le constructeur doivent être respectées. Dans le cas contraire, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.

2.3.5 Fréquence et durée d'immobilisation

Ce test sera réalisé avec une fréquence annuelle et après chaque opération de maintenance nécessitant la séparation des 2 statifs le cas échéant.

Les analyses visuelles et quantitatives sont réalisées à chaque étalonnage du recalage et à chaque changement de logiciel des stations d'acquisition pouvant affecter le recalage.

La durée d'immobilisation du système TEP-TDM ou TEP-IRM est d'environ une heure, en fonction de l'activité de la source.

Test complémentaire.

Il est recommandé de compléter le test par une analyse visuelle du recalage des images multi-modalité sur les stations utilisées pour l'interprétation, à l'aide des images acquises lors de ce contrôle. Cette analyse est préconisée en initial sur tous les modèles de stations de traitement et avec les différents logiciels utilisés permettant l'exploitation des images de fusion et lors d'un changement de version logicielle de ces stations. Elle permet de mettre en évidence un éventuel dysfonctionnement des protocoles de codage et de transfert des images.

2.4 Recalage multi-modalité indépendant

2.4.1 But

Ce test peut être réalisé en complément du test 2.3. Il permet de quantifier de façon indépendante des outils constructeurs des décalages entre l'image TEP et l'image IRM ou TDM.

2.4.2 Principe

Le test consiste à vérifier quantitativement la qualité de la superposition des images de l'objet par les 2 modalités.

2.4.3 Réalisation du contrôle

Objet Test	Source	Acquisition	Correction et reconstruction
Recommandé par le constructeur	Recommandée par le constructeur	Protocole d'acquisition caractéristique de l'utilisation clinique	Sans correction d'atténuation ni post-filtrage. Matrice la plus résolue possible

Matériel

Pour plus de facilité, on recommande d'utiliser l'objet test proposé par le constructeur. Néanmoins dans le cadre de ce contrôle optionnel, on peut utiliser un autre objet test visible dans les 2 modalités et adapté au contrôle, les conditions de préparation et d'acquisition devant être reproductibles d'un test à l'autre.

Les recommandations pour le test sont les mêmes que pour le contrôle obligatoire.

Acquisition, correction et reconstruction des images

L'acquisition sera réalisée avec un protocole d'acquisition caractéristique de l'utilisation clinique de la machine. Les paramètres de reconstruction doivent être adaptés : les images TEP doivent être reconstruites sans correction d'atténuation ni post-filtrage, avec une matrice permettant d'avoir des pixels de taille millimétrique dans le plan transverse, en utilisant éventuellement un zoom supérieur à 1. L'objet test utilisé, sa position, les paramètres d'acquisition et de reconstruction utilisés seront consignés et identiques à chaque contrôle. Les images reconstruites TEP et TDM ou IRM seront conservées.

2.4.4 Analyse des résultats

Traitements des images

L'analyse quantitative indépendante est réalisée en calculant le centre de masse des images des différents objets test dans chaque modalité.

Les référentiels des volumes TEP et TDM ou IRM sont communs, et les positions selon les axes X , Y et Z sont exprimées en millimètre à partir d'une origine commune des coordonnées des voxels des images TEP et TDM ou IRM reconstruites. Il est souhaitable de réaliser un ré-échantillonnage de la matrice la moins résolue (généralement la matrice TEP) vers la matrice la plus résolue pour améliorer la précision de la position des centres de masses.

La connaissance de la table de correspondance entre les référentiels spatiaux des images TEP et TDM ou IRM est nécessaire. L'utilisation de données au format DICOM permet d'avoir accès à tous ces paramètres. Les coordonnées X , Y , et Z du centre du premier pixel de la coupe sont données dans le champ DICOM '*ImagePositionPatient* (0020,0032)'. Les orientations (cosinus directeurs) de la première ligne et de la première colonne de la coupe sont données dans le champ DICOM '*ImageOrientationPatient* (0020,0037)'. Pour simplifier les calculs, il est fortement recommandé que les orientations des coupes soient identiques entre les deux modalités.

Pour les sources ponctuelles, l'analyse quantitative est réalisée en calculant le centre de masse des images des différentes sources ponctuelles dans chaque modalité selon les trois axes principaux. La correspondance TEP-TDM ou TEP-IRM des centres de masses de chaque image est évaluée en calculant :

1. les positions x_i , y_i et z_i de chaque source i selon les axes X , Y et Z , exprimées en millimètre pour chaque modalité TEP et TDM ou IRM ;
2. la différence d'alignement δx_i , δy_i et δz_i de chaque source i selon les trois axes :

$$\delta x_i = \left| x_i^{\text{TEP}} - x_i^{\text{TDM/IRM}} \right|, \delta y_i = \left| y_i^{\text{TEP}} - y_i^{\text{TDM/IRM}} \right|, \delta z_i = \left| z_i^{\text{TEP}} - z_i^{\text{TDM/IRM}} \right|;$$

3. les valeurs Δx , Δy et Δz selon chaque axe des différences d'alignement moyennées sur toutes les sources étudiées.

Pour les sources linéaires, l'analyse quantitative est réalisée en calculant le centre de masse des images des sources linéaires, selon les deux axes transverses X et Y dans 5 plans transverses équidistants selon la direction axiale. Dans ce cas, les positions des cinq plans de coupe sélectionnés sont établies sur le volume TEP. La correspondance TEP-TDM ou TEP-IRM des centres de masses de chaque image est évaluée en calculant :

1. les positions $x_{i,z}$ et $y_{i,z}$ de chaque source linéaire i et chaque plan z selon les axes X et Y , exprimées en millimètre pour chaque modalité TEP et TDM ou IRM ;
2. la différence d'alignement $\delta x_{i,z}$ et $\delta y_{i,z}$ de chaque ligne i et chaque plan z selon les deux axes :

$$\delta x_{i,z} = \left| x_{i,z}^{\text{TEP}} - x_{i,z}^{\text{TDM/IRM}} \right|, \delta y_{i,z} = \left| y_{i,z}^{\text{TEP}} - y_{i,z}^{\text{TDM/IRM}} \right|;$$

3. les valeurs Δx et Δy selon chaque axe des différences d'alignement moyennées sur toutes les sources linéaires i et les plan transverses considérés z .

Les résultats quantitatifs sont consignés.

Tolérance

Les différences d'alignement moyennées Δx et Δy (et Δz le cas échéant) doivent être inférieures aux dimensions du voxel de l'échantillonnage TEP utilisé en clinique.

2.4.5 Fréquence et durée d'immobilisation

Ce test sera réalisé avec une fréquence annuelle et après chaque opération de maintenance nécessitant la séparation des 2 statifs le cas échéant.

Les analyses quantitatives sont réalisées à chaque étalonnage du recalage et à chaque changement de logiciel des stations d'acquisition pouvant affecter le recalage.

La durée d'immobilisation du système TEP-TDM ou TEP-IRM est d'environ une heure, en fonction de l'activité de la source.

2.5 Qualité d'image

2.5.1 But

Ce test permet l'évaluation de la qualité image du système d'imagerie pour une situation standardisée représentative d'une condition clinique typique. Il s'agit d'une mesure globale qui inclut les étapes d'acquisition des données, de quantification et de reconstruction des images.

2.5.2 Principe

La mesure s'effectue dans des conditions comparables à celles obtenues dans une étude corps entier avec des sphères radioactives et des milieux de densité variable (eau et insert poumon). Le **contraste** dans les images reconstruites **entre les sphères et le fond**, ainsi que **l'erreur relative des corrections sur l'insert poumon** sont utilisés comme mesure de la qualité des images et des corrections.

2.5.3 Réalisation du contrôle

Objet Test	Source	Contraste	Acquisition	Correction et reconstruction
<i>NEMA IEC PET Body Phantom SetTM</i>	Activité dans le fond en rapport avec ce qui est injecté dans le service aux patients (1,5–3 MBq/kg une heure avant l'acquisition)	8 à 10	Temps équivalent à la clinique sur 2 pas d'acquisition ou un temps équivalent en mode balayage continu	Protocole clinique le plus utilisé

Pour les centres inscrits dans la certification EARL de l'EANM, la méthodologie de ce contrôle peut être adaptée (activité injectée, temps d'acquisition) afin de s'aligner sur les contraintes EARL.

Matériel

Objet test. Afin de faciliter le suivi des performances, on utilise le *NEMA IEC PET Body Phantom SetTM*, objet test creux à section partiellement elliptique simulant un thorax (voir Figure 2.3), qui permet de fixer de façon reproduitible :

- un insert poumon cylindrique de diamètre extérieur 51 mm ;
- un jeu de 6 sphères creuses que l'on peut remplir et de diamètre interne croissant et égal à 10, 13, 17, 22, 28 et 37 mm.

Remarque : en fonction des fournisseurs, les dimensions et volume du *NEMA IEC PET Body Phantom SetTM* peuvent varier, et l'insert poumon livré avec l'objet test peut contenir indifféremment des billes de polystyrène (que l'on peut parfois retirer) ou de la mousse. La configuration choisie pour le test initial doit être conservée. L'insert poumon ne doit pas contenir de radioactivité.

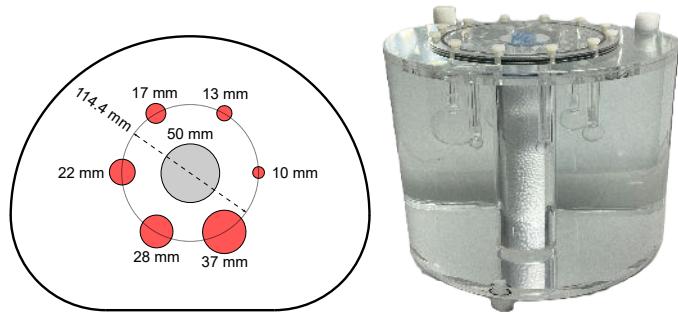


FIGURE 2.3 – L'objet test *NEMA IEC PET Body Phantom Set*™ [102]. Gauche : section transverse (longueur : 30 cm, hauteur : 23 cm) au niveau des sphères de contraste (rouge) et de l'insert poumon (gris). Droite : vue de l'objet test rempli.

Source. Le radionucléide utilisé pour la mesure est du ^{18}F . Les activités injectées dans l'objet test sont à mesurer à l'aide d'un activimètre étalonné. La concentration dans le fond de l'objet test doit être entre 1,5 et 3 MBq/kg une heure avant l'acquisition pour représenter les pratiques du service (ou 20 MBq dans le fond à l'heure d'acquisition dans le cadre d'un alignement sur le contrôle EARL, soit environ 2 MBq/kg). Un rapport de concentration d'activité entre les sphères et le fond de 8 à 10 est préconisé. Il doit être noté et identique pour chaque contrôle périodique afin s'assurer de la reproductibilité des mesures. Toutes les sphères doivent être remplies.

La somme des volumes des 6 sphères (V_S) ainsi que le volume du fond (V_F) de l'objet test en présence des sphères et de l'insert poumon doivent être connus avec précision (par mesure du volume ou par pesée).

Il y a 2 façons de procéder pour obtenir les activités désirées dans les sphères et le fond de l'objet test :

1. On prépare deux solutions différentes, l'une pour le fond et l'autre pour les sphères. Les concentrations préparées doivent permettre de disposer à l'heure de l'acquisition du contraste désiré. Cette méthode reprend la méthodologie EARL.
2. On ne prépare qu'une seule solution qui doit permettre d'obtenir la concentration du fond. Puis, pour obtenir le rapport de contraste désiré avec les sphères, on va procéder par dilution. Un exemple est donné ci-dessous (Tableau 2.4).

Exemple numérique de préparation par dilution, donné pour :

A_{init} : activité du fond = 25 MBq;

V_F : volume du fond = 9600 mL;

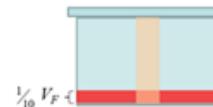
V_S : volume des 6 sphères = 45 mL;

V_{pr} : volume prélevé = 50 mL;

R : Ratio de concentration d'activité = 10.

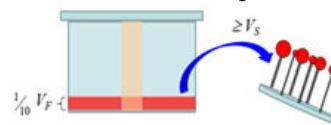
- A. Positionner l'insert poumon dans le fond et commencer par remplir d'eau une fraction du volume du fond V_F , en fonction du ratio souhaité. Ajouter ensuite l'activité totale nécessaire pour le fond.

- On remplit l'objet test de 960 mL d'eau (1/10 de sa capacité).
- On ajoute 25 MBq de ^{18}F .
- On mélange bien la solution.



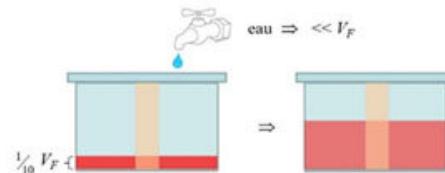
- B. Prélever dans le fond de l'objet test un volume suffisant pour remplir à minima les 6 sphères ($V_{pr} \geq V_S$). Ce volume doit être connu avec précision. Installer les sphères dans l'ordre de volume en positionnant les 2 plus grosses sphères côté table d'examen.

- On préleve 50 mL de solution radioactive dans le fond et on remplit les 6 sphères.



- C. Remplir le fond avec de l'eau (cela dépend de la fixation à l'objet test de l'insert poumon dont on dispose) afin de s'approcher du volume V_F de solution radioactive. Attention au risque de débordement du fait de la mise en place du couvercle et des sphères.

- On remplit le fond de 5 L d'eau.



- D. Visser le couvercle avec les sphères et terminer de remplir l'objet test pour ne pas laisser de bulle d'air.

- On complète le fond d'eau.

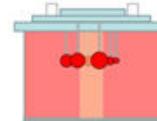


TABLEAU 2.4 – Synoptique de la préparation de l'objet test avec une seule solution.

Remarque : le volume de solution radioactive prélevé dans le fond pour remplir les sphères doit être connu avec précision. Il viendra en déduction du calcul de la radioactivité totale présente dans le fond de l'objet test. L'activité effective du fond A_{eff} se calcule avec : $A_{eff} = A_{init} (1 - R \cdot V_{pr}/V_F)$ où V_{pr} est le volume de solution radioactive prélevé pour remplir les sphères et A_{init} l'activité initiale dans le fond. Dans l'exemple ci-dessus, l'activité effective dans le fond vaut :

$$25[\text{MBq}] \left(1 - 10 \times \frac{50[\text{mL}]}{9600[\text{mL}]} \right) = 23,7[\text{MBq}].$$

En conséquence, le ratio effectif ne vaut pas 10, mais $10 \times 23,7/25,7 = 10,55$.

Pour les systèmes TEP-IRM, du fait de la carte d'atténuation pré-intégrée, on pourra utiliser l'objet test, le positionnement et le protocole d'acquisition recommandé par le constructeur pour le contrôle qualité image NEMA.

Acquisition des images

L'objet test est posé bien horizontalement sur le lit du TEP. Il est orienté de manière à avoir les tiges des sphères vers le statif de la caméra. L'insert poumon (objet test *NEMA IEC PET Body Phantom Set™*) étant parfaitement visible du côté opposé à celui des sphères, il va permettre de centrer verticalement et latéralement l'objet test dans le champ de vue de la caméra (cf. Figure 2.4).

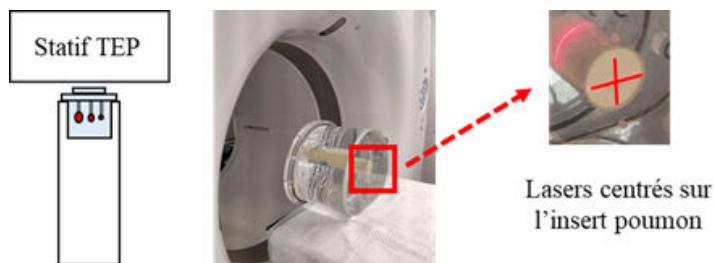


FIGURE 2.4 – Positionnement de l'objet test *NEMA IEC PET Body Phantom Set™* pour l'acquisition.

La masse du patient à renseigner est définie par le volume total du fond de l'objet test thoracique (V_F). L'activité administrée au patient à renseigner est définie par l'activité effective du fond, à savoir l'activité initiale moins celle utilisée pour remplir les sphères si le remplissage a été réalisé avec une seule solution (cf. calcul de A_{eff} ci-dessus) ou l'activité du fond si le remplissage a été réalisé avec deux solutions.

Une acquisition est programmée en utilisant les paramètres d'un examen corps entier clinique avec déplacement de la table d'examen.

Pour les centres inscrits dans la certification EARL qui souhaitent réaliser le test dans des conditions plus proches de la clinique, 2 acquisitions successives sont nécessaires pour s'adapter aux conditions imposées par la méthodologie EARL (concentration radioactive du fond et temps d'acquisition).

Le mode d'avancement de la table d'examen utilisé pour le contrôle (avancement pas à pas ou avancement continu) doit être celui utilisé en pratique clinique. La longueur d'exploration doit permettre de couvrir à minima l'ensemble de l'objet test.

En mode d'avancement pas à pas, il faut acquérir 2 champs de vue et positionner la zone de recouvrement des 2 champs au niveau des sphères. Le temps d'acquisition par champ de vue est équivalent à celui utilisé en pratique clinique.

En mode d'avancement continu, la longueur axiale du balayage doit permettre au système de réaliser un vrai balayage mécanique, avec déplacement de la table d'examen. La vitesse de balayage doit être celle utilisée en pratique clinique.

Si aucune acquisition clinique ne nécessite de déplacement de la table d'examen, un seul pas de lit centré sur les sphères peut être acquis d'une durée à minima égale à celle utilisée en clinique.

Pour les systèmes à grand champ de vue axial (≥ 1 mètre), si une acquisition avec déplacement de la table d'examen (mode balayage continu ou pas à pas) n'est pas possible, on procédera à trois acquisitions pour différentes localisations axiales de l'objet test : au centre, en bordure du champ de vue et en position médiane entre le centre et le bord.

Les paramètres d'acquisition, l'objet test utilisé, l'activité ainsi que le positionnement de l'objet test doivent être consignés et identiques à chaque contrôle périodique.

Corrections et reconstructions des images

Les images TEP doivent être corrigées des coïncidences fortuites et diffusées, de l'atténuation, de l'efficacité de détection, du temps mort et de la décroissance radioactive durant l'acquisition, en utilisant les procédures standard de correction appliquées aux examens cliniques.

La technique de reconstruction des images TEP sera la même que celle utilisée en routine clinique. Les images TEP doivent être calibrées en Bq/mL ou en SUV. Les paramètres doivent être consignés et identiques pour chaque contrôle périodique. Les images reconstruites sont conservées.

2.5.4 Analyse des résultats

Traitement des images

On utilise les deux figures de mérites suivantes :

- le coefficient de recouvrement du contraste pour les sphères : $CRC_{sphère}$;
- l'erreur relative des corrections (atténuation et coïncidences diffusées) sur l'insert poumon : P_{err} .

Calcul des coefficients de recouvrement du contraste des sphères. Pour chaque sphère, un volume d'intérêt sphérique (V_{DI}) centré est tracé à partir du plan de coupe transverse de l'image TEP sur lequel on distingue le mieux la plus petite des sphères. Le diamètre du volume d'intérêt doit être le

plus proche possible du diamètre interne de la sphère. On pourra tracer le volume d'intérêt directement sur l'image de fusion TEP et TDM. La valeur moyenne de l'intensité des voxels de l'image à l'intérieur du volume d'intérêt est calculée : $VdI_{\text{sphère}}$.

Sur le même plan de coupe que celui utilisé pour les volumes d'intérêt des sphères, on positionne dans le fond 6 volumes d'intérêt sphérique de la taille de la plus grande des sphères. La valeur moyenne du fond est estimée en moyennant l'intensité des voxels sur les 6 volumes d'intérêt : \bar{VdI}_{fond} .

Le coefficient de recouvrement de contraste de chaque sphère est alors calculé de la manière suivante :

$$CRC_{\text{sphère}} = \frac{\frac{VdI_{\text{sphère}}}{VdI_{\text{fond}}} - 1}{\frac{a_{\text{sphère}}}{a_{\text{fond}}} - 1}, \quad (2.3)$$

où $a_{\text{sphère}}/a_{\text{fond}}$ représente le ratio nominal des concentrations d'activité entre les sphères et le fond.

Remarque 1 : on vérifiera préalablement l'exactitude de la concentration radioactive mesurée par le système dans le fond à l'aide d'un nouveau volume d'intérêt placé le plus loin possible des sphères : $SUV_{\text{fond}} = 1 \pm 0,1$. Ceci permettra de s'affranchir d'un éventuel biais sur le calcul des coefficients de recouvrement du contraste.

Remarque 2 : la valeur moyenne du volume d'intérêt peut varier de plusieurs pourcents suivant l'outil logiciel utilisé. Le choix de l'outil doit être consigné et identique à chaque contrôle périodique.

Calcul de l'erreur relative des corrections sur le poumon. On détermine la valeur moyenne de l'intensité des pixels dans un volume d'intérêt 3D sphérique au centre de l'insert poumon avec un diamètre le plus proche possible du diamètre interne de l'insert : VdI_{POUM} .

L'erreur relative des corrections dans l'insert poumon est calculée de la manière suivante :

$$P_{\text{err}} = \frac{VdI_{\text{POUM}}}{\bar{VdI}_{\text{fond}}}. \quad (2.4)$$

Tolérance

Le coefficient de recouvrement de contraste de chaque sphère ($CRC_{\text{sphère}}$) ne doit pas s'éloigner de $\pm 0,1$ point de la valeur obtenue lors du contrôle initial.

L'erreur des corrections sur l'insert poumon (P_{err}) ne doit pas s'éloigner de $\pm 0,1$ point de la valeur obtenue lors du contrôle initial.

2.5.5 Fréquence et durée d'immobilisation

Au contrôle initial.

Puis une fois par an et après tout changement de logiciel pouvant influer sur les paramètres mesurés (reconstruction, corrections, quantification).

Préparation de l'objet test : 1 h.

Occupation de la salle de la caméra TEP : 30 min.

Analyse des données : 30 min.

2.6 Qualité d'image avec microsphères

2.6.1 But

Le but de ce test est de se rapprocher le plus possible des limites de performances de la caméra TEP et de déterminer, avec l'équipe médicale, les paramètres de reconstruction à choisir pour l'interprétation des images.

2.6.2 Principe

En complément du test avec l'objet test *NEMA IEC PET Body Phantom Set™* et en fonction des performances de la caméra TEP dont on dispose, nous recommandons :

- L'utilisation d'un jeu de sphères ayant des diamètres inférieurs à ceux utilisés avec l'objet test *NEMA IEC PET Body Phantom Set™*. Il existe par exemple les microsphères (*Micro Hollow Sphere Set 4™*) associées à l'objet test de type Jaszczak ou *NEMA IEC PET Body Phantom Set™* de *Data Spectrum* (cf. Figure 2.5) ;
- L'utilisation d'un ratio sphère/fond réduit (de 4 à 6).

2.6.3 Réalisation du contrôle

Objet Test	Source	Contraste	Acquisition	Correction et reconstruction
Objet test de type Jaszczak ou <i>NEMA IEC PET Body Phantom Set™</i>	¹⁸ F. Activité dans le fond en rapport avec ce qui est administré au patients (1,5-3 MBq/kg une heure avant l'acquisition)	4 à 6	Temps équivalent à la clinique sur 2 pas d'acquisition ou un temps équivalent en mode balayage continu	Protocole clinique le plus utilisé

Matériel

Objet test. Un jeu de microsphères remplissables (diamètre interne inférieur à 10 mm) et un objet-test cylindrique droit de section circulaire (par exemple de type Jaszczak) ou elliptique (par exemple le *NEMA IEC PET Body Phantom Set™*).

La somme des volumes des microsphères (V_S) ainsi que le volume du fond (V_F) de l'objet test en présence des sphères doivent être connus avec précision.



FIGURE 2.5 – Objets test de Jaszczak, microsphères et *NEMA IEC PET Body Phantom Set™*.

Source. Le radionucléide utilisé pour la mesure est du ¹⁸F. Les activités injectées dans l'objet test sont à mesurer à l'aide d'un activimètre étalonné. La concentration dans le fond de l'objet test peut varier entre 1,5 et 3 MBq/kg en fonction des pratiques du service. Un ratio de concentrations sphère/fond de 4 à 6 est préconisé. Il doit être noté pour s'assurer de la reproductibilité des mesures. Toutes les sphères doivent être remplies.

Comme avec le test de qualité d'image obligatoire avec l'objet test *NEMA IEC PET Body Phantom Set™*, il y a là aussi les deux techniques de remplissage pour obtenir les activités désirées dans les sphères et dans le fond (cf. Tableau 2.4).

Acquisition et reconstructions des images

Les étapes d'acquisition puis de reconstruction des images sont réalisées de manières identiques à celles du test obligatoire avec l'objet test *NEMA IEC PET Body Phantom Set™* (cf. contrôle 2.5).

2.6.4 Analyse des résultats

La figure de mérite est la détectabilité des microsphères. L'analyse peut être simplement visuelle ou quantitative. En cas **d'analyse visuelle**, nous préconisons une analyse par un panel de médecins afin de réduire la subjectivité de l'analyse. En cas **d'analyse quantitative**, des figures de mérite ont été proposées dans la littérature (voir par exemple [1, 103, 104]). Il conviendra à l'utilisateur de définir la plus pertinente dans le cadre du suivi des performances de la machine.

2.6.5 Fréquence et durée d'immobilisation

Au contrôle initial.

Puis une fois par an et après tout changement de logiciel pouvant influer sur les paramètres mesurés (reconstruction, corrections, quantification).

Préparation de l'objet test : 1 h. Occupation de la salle de la caméra TEP : 30 min.

Analyse des données : 30 min.

2.7 Taux de comptage et exactitude des corrections

2.7.1 But

Les taux de comptage, pour un objet donné, sont propres à chaque tomographe et dépendent des caractéristiques des détecteurs et de l'électronique d'acquisition ainsi que de la géométrie du tomographe (angle solide de détection). Pour un tomographe donné, les taux de comptage varient avec les conditions d'environnement du tomographe (telles que la température des détecteurs), le calibrage en énergie et avec le vieillissement des détecteurs.

Les objectifs de ce test sont les suivants :

- mesurer la contribution relative des coïncidences fortuites par rapport aux coïncidences promptes pour une géométrie d'acquisition proche des conditions d'imagerie clinique et pour une large gamme de concentrations radioactives dans le champ de vue des détecteurs ;
- calculer à partir de la mesure des taux de coïncidences promptes et fortuites l'indice de rapport signal sur bruit dans les projections, le *pseudo noise equivalent count rate* (pNECR) ;
- vérifier l'exactitude des quantifications et l'uniformité sur les images associées à plusieurs concentrations radioactives dans l'objet-test ;
- déterminer la gamme en concentration radioactive pour l'exactitude de quantification des images reconstruites.

2.7.2 Principe

Cette mesure permet d'évaluer en initial les capacités de comptage du tomographe et l'exactitude des corrections pour une large gamme de concentrations radioactives sur un pas centré sur un objet test cylindrique. Pour cela, une mesure précise et indépendante de la concentration radioactive dans l'objet test doit être réalisée.

En suivi, cette mesure est répétée pour une activité donnée. Il est important d'utiliser le même objet test cylindrique et la même géométrie d'acquisition qu'en initial.

2.7.3 Réalisation du contrôle

Objet Test	Source	Acquisition	Correction et reconstruction
Cylindre droit creux à section circulaire de 20 cm de diamètre et de 20 cm de longueur au minimum.	^{18}F . Initial : 400 MBq. Annuel : concentration radioactive \geq que la pratique clinique.	Initial : 15 minutes toutes les 30 minutes durant 11 heures. Annuel : 15 minutes.	Selon le protocole le plus utilisé en clinique.

Matériel

Objet test. Un objet test cylindrique rempli d'une solution radioactive uniforme est utilisé. Il s'agit d'un cylindre droit creux de section circulaire de 10 cm de rayon et dont la hauteur sera, dans la mesure du possible, supérieure à la longueur du champ de vue axial de la caméra.

Le volume du cylindre doit être connu avec une précision inférieure à 1 %.

Source. Le cylindre est rempli d'une solution homogène de ^{18}F dont on connaît précisément la concentration d'activité. On prendra les mesures nécessaires pour s'assurer que l'activité résiduelle dans le dispositif d'injection soit négligeable (si possible en mesurant le dispositif d'injection vide) et que la solution radioactive soit parfaitement homogène.

- En initial, il faut disposer d'une activité minimale de 400 MBq au départ des acquisitions.
- En suivi, il faut disposer d'une activité qui corresponde à celle du test trimestriel de contrôle de l'indice SUV.

Acquisition des images

L'objet test est centré dans le champ de vue du tomographe et l'axe du cylindre doit être exactement aligné sur l'axe du tomographe.

Les paramètres d'acquisition des données (mode d'acquisition, largeur de la fenêtre de coïncidence, fenêtre de discrimination en énergie) doivent être identiques à ceux qui sont sélectionnés pour les examens cliniques.

Une image de localisation (TDM ou IRM) est réalisée préalablement dans le même examen pour les besoins de la reconstruction.

En initial, des acquisitions de 15 minutes chacune sont réalisées pendant 6 périodes de décroissance de l'isotope toutes les 30 minutes. Pour chacune des acquisitions, le nombre de coïncidences promptes et le nombre de coïncidences fortuites sont relevés.

En suivi, une acquisition unique de 15 minutes est réalisée pour une concentration radioactive correspondant à plus ou moins 20 % à celle du test trimestriel. Le taux de coïncidences promptes et le taux de coïncidences fortuites sont relevés.

Pour les systèmes TEP-IRM, du fait de la carte d'atténuation pré-intégrée, on pourra utiliser le protocole d'acquisition recommandé par le constructeur.

Les paramètres d'acquisition, l'objet test utilisé, son positionnement ainsi que l'activité doivent être consignés et identiques à chaque contrôle périodique, avec une tolérance de 15 % sur l'activité au démarrage de l'acquisition.

Corrections et reconstructions des images

Le protocole de reconstruction le plus utilisé pour les examens cliniques avec toutes les corrections disponibles est appliqué pour l'évaluation de l'exactitude des corrections. Les paramètres doivent être consignés et identiques pour chaque contrôle faisant suite à un changement matériel pouvant affecter la sensibilité du système. Les images reconstruites sont conservées.

2.7.4 Analyse des résultats

Traitement des images

Taux de comptage. Pour chaque acquisition i de 15 minutes, la concentration d'activité effective C_i au début de celle-ci (t_i) est calculée à partir de l'activité initiale A_0 et du volume de la source radioactive.

Pour chacune de ces acquisitions i , sa durée Δt_i , le nombre total de coïncidences fortuites F_i et le nombre total de coïncidences promptes P_i sont extraits soit à partir des champs DICOM de l'image i reconstruite, soit à partir d'un fichier système associé à l'acquisition (voir Annexe). À partir de ces valeurs, on calcule le taux de coïncidences fortuites ($f_i = F_i/\Delta t_i$), le taux de coïncidences promptes ($p_i = P_i/\Delta t_i$), le taux de coïncidences pseudo-vraies ($v_i = p_i - f_i$) et le taux du pseudo-NEC :

$$pNEC_i = \frac{v_i^2}{p_i}. \quad (2.5)$$

En initial, les taux de coïncidences promptes (p_i), fortuites (f_i), pseudo-vraies (v_i) ainsi que du pseudo-NEC ($pNEC_i$) sont reportés en fonction de la concentration radioactive effective C_i dans le cylindre.

En suivi, la valeur du taux de coïncidences pseudo-vraies est comparée à celle du contrôle initial, estimée à concentration identique par interpolation linéaire entre plus proches voisins.

Exactitude des corrections. En initial, les images reconstruites quantifiées en unité de concentration radioactive [Bq/mL] ou en unité de SUV sont analysées pour chaque acquisition selon le protocole décrit en section 2.2 : quantification, uniformité intégrale axiale et analyse visuelle pour la détection d'artéfacts ou d'inhomogénéités. Le biais relatif dans la mesure dans l'image de la concentration radioactive ou du SUV est calculé pour chaque acquisition. La gamme d'activité pour laquelle ce biais reste inférieur à 10 % est évaluée.

Tolérance

Taux de comptage. En suivi, lorsque la valeur du taux de coïncidences pseudo-vraies s'écarte de plus de 10 % de la valeur du contrôle initial, une vérification de l'ajustement des détecteurs (*set-up*) est préconisée.

2.7.5 Fréquence et durée d'immobilisation

Ce contrôle doit être réalisé dans sa totalité en initial et après tout changement majeur des détecteurs et/ou de l'électronique d'acquisition.

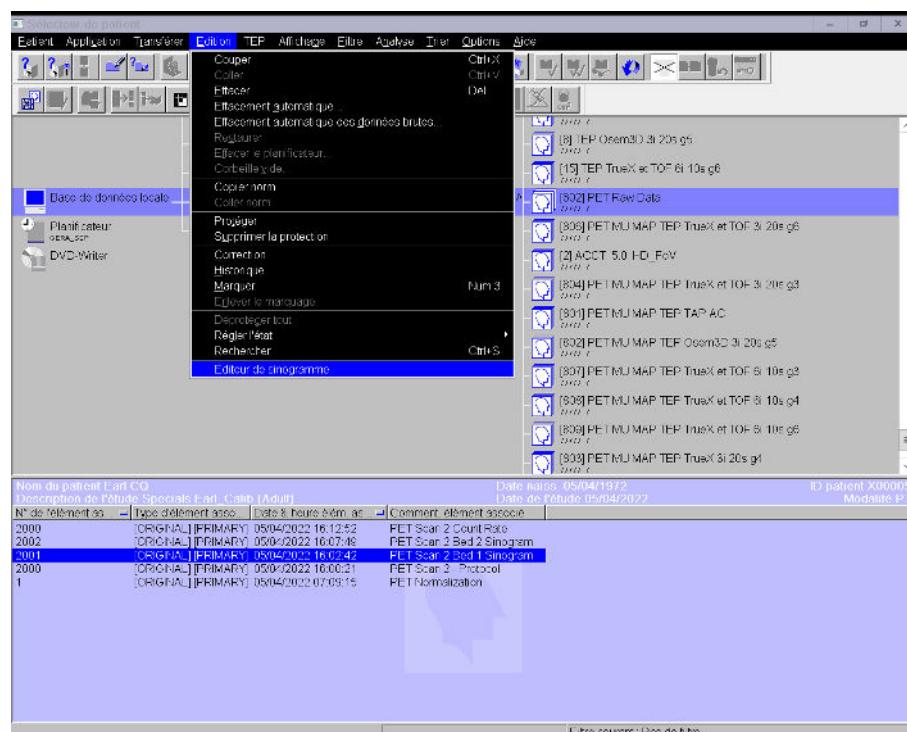
En suivi, le contrôle est optionnel, avec une fréquence annuelle. Une acquisition unique de 15 minutes est réalisée dans la même géométrie d'acquisition qu'en initial, pour une concentration radioactive correspondant approximativement à celle du contrôle trimestriel de l'indice SUV.

La durée d'immobilisation du système TEP-TDM ou TEP-IRM est de 12 heures pour le contrôle initial et 30 minutes pour le contrôle annuel optionnel.

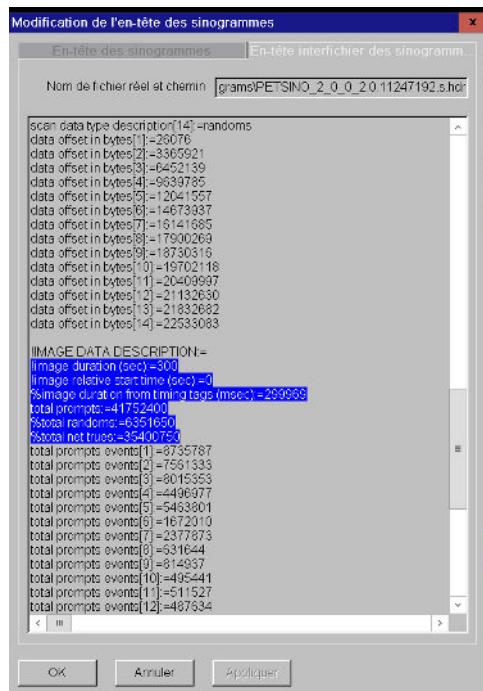
2.7.6 Annexe

Pour les systèmes TEP-TDM et TEP-IRM de la société GE HealthCare, les nombres totaux de coïncidences sont enregistrés dans les champs DICOM propriétaires (0009,1071) pour les promptes et (0009,1072) pour les fortuites. Ces champs sont enregistrés dans les images reconstruites ainsi que dans les données brutes au format sinogramme (RAW), accessibles depuis la console d'acquisition. Pour accéder à l'entête DICOM, sélectionner la série en question et lancer l'application **Tools → ImageHeader**.

Pour les systèmes TEP-TDM et TEP-IRM de la société Siemens Healthineers, les nombres totaux de coïncidences promptes et fortuites sont enregistrés dans l'entête des sinogrammes au format *Interfile*, accessibles depuis la console d'acquisition. Pour y accéder à partir du sélecteur de patient, il faut sélectionner la série intitulée **PET Raw Data**, puis l'élément **Sinogram**, et exécuter l'outil **Editeur de sinogramme** dans le menu **Edition** :



Dans la fenêtre de l'éditeur, il faut sélectionner l'onglet intitulé **En-tête interfichier des sinogrammes** :



Pour les systèmes TEP-TDM et TEP-IRM de la société *Philips*, les nombres totaux de coïncidences promptes et fortuites sont enregistrés dans les champs DICOM 'PrimaryPromptsCountsAccumulated (0054,1310)' pour les promptes et 'SecondaryCountsAccumulated (0054,1311)' pour les fortuites. Ces champs sont enregistrés dans les images reconstruites.

2.8 Correction d'atténuation en TEP-IRM

2.8.1 But

La spécificité des acquisitions TEP-IRM provient de l'utilisation de séquences spécifiques comme la séquence de Dixon ou des séquences d'écho à temps court (ZTE ou UTE) pour la correction de l'atténuation. Ces séquences sont post-traitées pour séparer les différents tissus humains (tissus mous, poumons, tissus adipeux, os) grâce à leurs différents temps de relaxation et des algorithmes de classification. La correction d'atténuation en TEP-IRM basée sur ces séquences IRM spécifiques ne peut être testée avec les objets test disponibles actuellement (cf. section 1.2.4).

L'objectif de ce test est de vérifier la correction d'atténuation en conditions cliniques à partir des cartes d'atténuation générées pour des patients.

2.8.2 Principe

À partir des cartes d'atténuation générées pour des patients, la précision de la méthode de segmentation des classes tissulaires, la valeur des coefficients d'atténuation à 511 keV et l'efficacité des méthodes de correction de troncature en conditions cliniques sont vérifiées.

2.8.3 Réalisation du contrôle

Matériel

Des cartes d'atténuation à 511 keV de 10 patients cliniques pour chaque localisation peuvent être utilisées pour ce test.

Acquisition des images

Tester 10 cartes d'atténuation à 511 keV de patients pour chaque localisation explorée en routine clinique (tête, cou, thorax, abdomen, membre inférieur). Si différentes méthodes de corrections d'atténuation sont utilisées pour une localisation, on testera la carte d'atténuation avec chaque méthode et avec les antennes associées.

2.8.4 Analyse des résultats

Traitement des images

Pour chaque carte d'atténuation, vérifier que la segmentation a correctement identifié le nombre de compartiments attendus (tissus mous, air, poumon, tissu adipeux et éventuellement os). Placer une région d'intérêt sur les différents compartiments (dans une grande structure, le plus loin possible de l'interface tissus) et vérifier que le coefficient d'atténuation linéaire moyen attribué à chacun d'eux est cohérent avec la plage indiquée dans le Tableau 2.5. En cas de présence de méthode de correction de troncature, vérifiez que les régions périphériques (généralement la partie externe des bras) qui ne sont pas visibles en IRM sont incluses dans la carte d'atténuation.

Tolérance

Le coefficient d'atténuation linéaire moyen identifié des différents compartiments doit être cohérent avec le coefficient d'atténuation attendu (cf. Tableau 2.5).

Compartiments	Coefficient d'atténuation (cm^{-1})
Air externe au patient	0,0
Poumon	0,018–0,025
Tissus mou	0,095–1,05
Tissus adipeux	0,085–0,090
Os	0,11–0,25

TABLEAU 2.5 – Plages de coefficients d'atténuation attendus dans différents compartiments.

Remarque : selon le système TEP-IRM, l'unité des cartes d'atténuation n'est pas nécessairement le cm^{-1} . En particulier, les valeurs mesurées dans les images des séries intitulées **ACMap** de la société GE HealthCare doivent être divisées par 1000 pour obtenir les coefficients d'atténuation en cm^{-1} .

Les images des cartes d'atténuation sont conservées.

Dans tous les cas, la carte d'atténuation utilisée pour chaque patient doit être vérifiée visuellement en TEP-IRM. S'il y a un artéfact dans la carte d'atténuation, des images sans correction d'atténuation doivent être utilisées pour faciliter l'interprétation et l'utilisation de valeurs quantitatives extraites de la TEP doit être évitée.

2.8.5 Fréquence et durée d'immobilisation

Ce contrôle doit être réalisé en initial pour toutes les antennes et les séquences utilisées pour la correction d'atténuation et après toute mise à jour logiciel pouvant affecter la correction d'atténuation.

Liens d'intérêt

Les auteurs déclarent avoir les liens d'intérêt suivants, présents ou passés, en relation avec ce groupe de travail et ce rapport :

C.C. Représentant SFPM au groupe de travail « Contrôle de qualité des installations de médecine nucléaire » du Comité scientifique permanent « Contrôle de qualité des dispositifs médicaux » (CSP CQDM) de l'Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé (ANSM).

L.F. Membre du conseil scientifique de la SFPM.

S.H. Financements de projets de recherche par les entreprises Siemens Healthineers et GE HealthCare, membre du conseil scientifique de la SFPM et du Conseil National Professionnel des Physiciens Médicaux (CN2PM), membre de différents groupes de travail pour la SFPM et la Société Française de Médecine Nucléaire et Imagerie Moléculaire (SFMN), vice-président du Syndicat National des Praticiens et Physiciens de Centres de lutte contre le cancer (CLCC) et négociateur national Unicancer pour la Confédération française de l'encadrement - Confédération générale des cadres (CFE-CGC), consultant et actionnaire de la société esprimed SAS.

M.K. Aucun.

Y.P. Membre du Comité scientifique permanent « Contrôle de qualité des dispositifs médicaux » (CSP CQDM) de l'Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé (ANSM), membre de différents groupes de travail pour la SFPM, la Société Suisse de Radiobiologie et de Physique Médicale (SSRPM) et l'AIEA, membre de la Société européenne de radiologie (ESR), présidente de la Commission de radioprotection de l'Hôpital du Valais (Suisse).

M.S. Membre de différents groupes de travail pour la SFPM, la Société Française de Médecine Nucléaire et Imagerie Moléculaire et l'EFOMP, membre du Centre d'acquisition et de traitement des images (CATI), consultant utilisateurs pour l'entreprise DOSIsoft SA.

P.T. Membre de différents groupes de travail pour la SFPM.

Bibliographie

- [1] C. Comtat, S. Balduyck, G. Bonniaud, L. Ferrer, S. Laffont, Y. Petegnief, M. Soret, and R. Trébossen, “Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'émission de positons,” Société Française de Physique Médicale, Rapport SFP 24, 2008. [Online]. Available : https://www.sfpm.fr/document/sfpm_2008_24_controle_qualite_tep/
- [2] F. Daghigian, P. Shenderov, K. Pentlow, M. Graham, B. Eshaghian, C. Melcher, and J. Schweitzer, “Evaluation of cerium doped lutetium oxyorthosilicate (LSO) scintillation crystals for PET,” *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 40, no. 4, pp. 1045–1047, 1993. [Online]. Available : <https://ieeexplore.ieee.org/document/256710>
- [3] L. Pidol, A. Kahn-Harari, B. Viana, E. Virey, B. Ferrand, P. Dorenbos, J. de Haas, and C. van Eijk, “High efficiency of lutetium silicate scintillators, Ce-doped LPS, and LYSO crystals,” *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 51, no. 3, pp. 1084–1087, 2004. [Online]. Available : <https://ieeexplore.ieee.org/document/1312021>
- [4] B. J. Pichler, M. S. Judenhofer, C. Catana, J. H. Walton, M. Kneilling, R. E. Nutt, S. B. Siegel, C. D. Claussen, and S. R. Cherry, “Performance test of an LSO-APD detector in a 7-T MRI scanner for simultaneous PET/MRI,” *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 47, no. 4, p. 639, 2006. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/content/47/4/639.abstract>
- [5] G. Delso, S. Fürst, B. Jakoby, R. Ladebeck, C. Ganter, S. G. Nekolla, M. Schwaiger, and S. I. Ziegler, “Performance measurements of the siemens mMR integrated whole-body PET/MR scanner,” *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 52, no. 12, pp. 1914–1922, 2011. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.111.092726>
- [6] E. Roncali and S. R. Cherry, “Application of silicon photomultipliers to positron emission tomography,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 39, no. 4, pp. 1358–1377, 2011. [Online]. Available : <http://link.springer.com/10.1007/s10439-011-0266-9>
- [7] I. Rausch, A. Ruiz, I. Valverde-Pascual, J. Cal-González, T. Beyer, and I. Carrio, “Performance evaluation of the vereos PET/CT system according to the NEMA NU2-2012 standard,” *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 60, no. 4, pp. 561–567, 2019. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.118.215541>
- [8] A. M. Grant, T. W. Deller, M. M. Khalighi, S. H. Maramraju, G. Delso, and C. S. Levin, “NEMA NU 2-2012 performance studies for the SiPM-based ToF-PET component of the GE SIGNA PET/MR system : PET performance measurements of the GE SIGNA PET/MR,” *Medical Physics*, vol. 43, no. 5, pp. 2334–2343, 2016. [Online]. Available : <http://doi.wiley.com/10.1118/1.4945416>
- [9] C. Mingels, F. Caobelli, A. Alavi, C. Sachpekidis, M. Wang, H. Nalbant, A. R. Pantel, H. Shi, A. Rominger, and L. Nardo, “Total-body PET/CT or LAFOV PET/CT? axial field-of-view clinical classification,” *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 51, no. 4, pp. 951–953, 2014. [Online]. Available : [https://link.springer.com/10.1007/s00259-013-06534-4](http://link.springer.com/10.1007/s00259-013-06534-4)
- [10] B. A. Spencer, E. Berg, J. P. Schmall, N. Omidvari, E. K. Leung, Y. G. Abdelhafez, S. Tang, Z. Deng, Y. Dong, Y. Lv, J. Bao, W. Liu, H. Li, T. Jones, R. D. Badawi, and S. R. Cherry, “Performance evaluation of the uEXPLORER total-body PET/CT scanner based on NEMA NU 2-2018 with additional tests to characterize PET scanners with a long axial field of view,” *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 62, no. 6, pp. 861–870, 2021. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.120.250597>
- [11] I. Rausch, J. Cal-González, D. Dapra, H. J. Gallowitsch, P. Lind, T. Beyer, and G. Minear, “Performance evaluation of the biograph mCT flow PET/CT system according to the NEMA NU2-2012 standard,” *EJNMMI Physics*, vol. 2, no. 1, p. 26, 2015. [Online]. Available : <http://www.ejnmmpophys.com/content/2/1/26>

- [12] A. Jha, S. Mithun, A. Puranik, N. Purandare, S. Shah, A. Agrawal, and V. Rangarajan, "Performance characteristic evaluation of a bismuth germanate-based high-sensitivity 5-ring discovery image quality positron emission tomography/computed tomography system as per national electrical manufacturers association NU 2-2012," *World Journal of Nuclear Medicine*, vol. 18, no. 4, pp. 351–360, 2019. [Online]. Available : https://doi.org/10.4103/wjnm.wjnm_72_18
- [13] A. Chicheportiche, R. Marciano, and M. Orevi, "Comparison of NEMA characterizations for discovery MI and discovery MI-DR TOF PET/CT systems at different sites and with other commercial PET/CT systems," *EJNMMI Physics*, vol. 7, no. 1, p. 4, 2020. [Online]. Available : <https://ejnmmiphys.springeropen.com/articles/10.1186/s40658-020-0271-x>
- [14] D. Vandendriessche, J. Uribe, H. Bertin, and F. De Geeter, "Performance characteristics of silicon photomultiplier based 15-cm AFOV TOF PET/CT," *EJNMMI Physics*, vol. 6, no. 1, p. 8, 2019. [Online]. Available : <https://ejnmmiphys.springeropen.com/articles/10.1186/s40658-019-0244-0>
- [15] T. Pan, S. A. Einstein, S. C. Kappadath, K. S. Grogg, C. Lois Gomez, A. M. Alessio, W. C. Hunter, G. El Fakhri, P. E. Kinahan, and O. R. Mawlawi, "Performance evaluation of the 5-ring GE discovery MI PET/CT system using the national electrical manufacturers association NU 2-2012 standard," *Medical Physics*, vol. 46, no. 7, pp. 3025–3033, 2019. [Online]. Available : <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mp.13576>
- [16] K. G. Zeimpekis, F. A. Kotasidis, M. Huellner, A. Nemirovsky, P. A. Kaufmann, and V. Treyer, "NEMA NU 2–2018 performance evaluation of a new generation 30-cm axial field-of-view discovery MI PET/CT," *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 49, no. 9, pp. 3023–3032, 2022. [Online]. Available : <https://link.springer.com/10.1007/s00259-022-05751-7>
- [17] S. Yamagishi, K. Miwa, S. Kamitaki, K. Anraku, S. Sato, T. Yamao, H. Kubo, N. Miyaji, and K. Oguchi, "Performance characteristics of a new-generation digital bismuth germanium oxide PET/CT system, omni legend 32, according to NEMA NU 2-2018 standards," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 64, no. 12, pp. 1990–1997, 2023. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.123.266140>
- [18] J. A. Kolthammer, K.-H. Su, A. Grover, M. Narayanan, D. W. Jordan, and R. F. Muzic, "Performance evaluation of the ingenuity TF PET/CT scanner with a focus on high count-rate conditions," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 59, no. 14, pp. 3843–3859, 2014. [Online]. Available : <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/59/14/3843>
- [19] B. W. Jakoby, Y. Bercier, M. Conti, M. E. Casey, B. Bendriem, and D. W. Townsend, "Physical and clinical performance of the mCT time-of-flight PET/CT scanner," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 56, no. 8, pp. 2375–2389, 2011. [Online]. Available : <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/56/8/004>
- [20] T. Carlier, L. Ferrer, M. Conti, C. Bodet-Milin, C. Rousseau, Y. Bercier, B. Bendriem, and F. Kraeber-Bodéré, "From a PMT-based to a SiPM-based PET system : a study to define matched acquisition/reconstruction parameters and NEMA performance of the biograph vision 450," *EJNMMI Physics*, vol. 7, no. 1, p. 55, 2020. [Online]. Available : <https://ejnmmiphys.springeropen.com/articles/10.1186/s40658-020-00323-w>
- [21] J. van Sluis, J. de Jong, J. Schaar, W. Noordzij, P. van Snick, R. Dierckx, R. Borra, A. Willemse, and R. Boellaard, "Performance characteristics of the digital biograph vision PET/CT system," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 60, no. 7, pp. 1031–1036, 2019. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.118.215418>
- [22] G. A. Prenosil, H. Sari, M. Fürstner, A. Afshar-Oromieh, K. Shi, A. Rominger, and M. Hentschel, "Performance characteristics of the biograph vision quadra PET/CT system with a long axial field of view using the NEMA NU 2-2018 standard," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 63, no. 3, pp. 476–484, 2022. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.121.261972>
- [23] H. Zaidi, Y. Salimi, M. Amini, G. Mathoux, I. Mainta, and V. Garibotto, "Performance Evaluation of the Biograph Vision.X : A High Time-of-Flight Coincidence Time Resolution PET/CT Scanner," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 66, no. supplement 1, pp. 251754–251754, 2025. [Online]. Available : https://jnm.snmjournals.org/content/66/supplement_1/251754
- [24] S. Chen, P. Hu, Y. Gu, H. Yu, and H. Shi, "Performance characteristics of the digital uMI550 PET/CT system according to the NEMA NU2-2018 standard," *EJNMMI Physics*, vol. 7, no. 1, p. 43, 2020. [Online]. Available : <https://ejnmmiphys.springeropen.com/articles/10.1186/s40658-020-00315-w>

- [25] H. Tan, X. Sui, H. Yin, H. Yu, Y. Gu, S. Chen, P. Hu, W. Mao, and H. Shi, "Total-body PET/CT using half-dose FDG and compared with conventional PET/CT using full-dose FDG in lung cancer," *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 48, no. 6, pp. 1966–1975, 2021. [Online]. Available : <https://link.springer.com/10.1007/s00259-020-05091-4>
- [26] G. Li, W. Ma, X. Li, W. Yang, Z. Quan, T. Ma, J. Wang, Y. Wang, F. Kang, and J. Wang, "Performance evaluation of the uMI panorama PET/CT system in accordance with the national electrical manufacturers association NU 2-2018 standard," *Journal of Nuclear Medicine*, p. jnumed.123.265929, 2024. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.123.265929>
- [27] S. Chen, Y. Gu, H. Yu, X. Chen, T. Cao, L. Hu, and H. Shi, "NEMA NU2-2012 performance measurements of the united imaging uPMR790 : an integrated PET/MR system," *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 48, no. 6, pp. 1726–1735, 2021. [Online]. Available : <https://link.springer.com/10.1007/s00259-020-05135-9>
- [28] A. Pépin, J. Daouk, P. Bailly, S. Hapdey, and M.-E. Meyer, "Management of respiratory motion in PET/computed tomography : the state of the art," *Nuclear Medicine Communications*, vol. 35, no. 2, pp. 113–122, 2014. [Online]. Available : <https://journals.lww.com/00006231-201402000-00001>
- [29] S. Hapdey, B. Dubray, M. Chastan, S. Thureau, P. Gouel, A. Edet-Sanson, S. Becker, P. Vera, and A.-C. Bouyeure-Petit, "Respiratory gated multistatic PET reconstructions to delineate radiotherapy target volume in patients with mobile lung tumors," *The Quarterly Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 66, no. 2, 2022. [Online]. Available : <https://www.minervamedica.it/index2.php?show=R39Y2022N02A0171>
- [30] P. J. Schleyer, M. J. O'Doherty, S. F. Barrington, and P. K. Marsden, "Retrospective data-driven respiratory gating for PET/CT," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 54, no. 7, p. 1935, mar 2009. [Online]. Available : <https://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/54/7/005>
- [31] M. D. Walker, A. J. Morgan, K. M. Bradley, and D. R. McGowan, "Evaluation of data-driven respiratory gating waveforms for clinical PET imaging," *EJNMMI Research*, vol. 9, no. 1, p. 1, 2019. [Online]. Available : <https://ejnmmires.springeropen.com/articles/10.1186/s13550-018-0470-9>
- [32] M. D. Walker, A. J. Morgan, K. M. Bradley, and D. R. McGowan, "Data-Driven Respiratory Gating Outperforms Device-Based Gating for Clinical 18F-FDG PET/CT," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 61, no. 11, pp. 1678–1683, 2020. [Online]. Available : <https://jnm.snmjournals.org/content/61/11/1678>
- [33] L. Agrigoroaie, N. Anizan, C. Garcia, C. Balleyguier, and T. Henry, "Quantification in respiratory-gated PET acquisition : can data-driven methods replace device-based systems?—a comparative and retrospective study," *EJNMMI Research*, vol. 15, no. 1, p. 9, 2020. [Online]. Available : <https://ejnmmires.springeropen.com/articles/10.1186/s13550-025-01195-w>
- [34] B. De Man, J. Nuyts, P. Dupont, G. Marchal, and P. Suetens, "Metal streak artifacts in X-ray computed tomography : a simulation study," in *1998 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record. 1998 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (Cat. No.98CH36255)*, vol. 3, 1998, pp. 1860–1865 vol.3. [Online]. Available : <https://ieeexplore.ieee.org/document/773898>
- [35] J. F. Barrett and N. Keat, "Artifacts in CT : Recognition and Avoidance," *RadioGraphics*, vol. 24, no. 6, pp. 1679–1691, 2004, pMID : 15537976. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1148/rg.246045065>
- [36] M.-J. Lee, S. Kim, S.-A. Lee, H.-T. Song, Y.-M. Huh, D.-H. Kim, S. H. Han, and J.-S. Suh, "Overcoming Artifacts from Metallic Orthopedic Implants at High-Field-Strength MR Imaging and Multi-detector CT," *RadioGraphics*, vol. 27, no. 3, pp. 791–803, 2007, pMID : 17495293. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1148/rg.273065087>
- [37] L. Gjesteby, B. De Man, Y. Jin, H. Paganetti, J. Verburg, D. Giantsoudi, and G. Wang, "Metal Artifact Reduction in CT : Where Are We After Four Decades?" *IEEE Access*, vol. 4, pp. 5826–5849, 2016. [Online]. Available : <https://ieeexplore.ieee.org/document/7565564>
- [38] S. G. Moon, S. H. Hong, J.-Y. Choi, W. S. Jun, H.-G. Kang, H.-S. Kim, and H. S. Kang, "Metal Artifact Reduction by the Alteration of Technical Factors in Multidetector Computed Tomography : A 3-Dimensional Quantitative Assessment," *Journal of Computer Assisted Tomography*, vol. 32, no. 4, pp. 630–633, 2008. [Online]. Available : <http://journals.lww.com/00004728-200807000-00023>

- [39] T. M. Link, W. Berning, S. Scherf, U. Joosten, A. Joist, K. Engelke, and H. E. Daldrup-Link, “CT of metal implants : Reduction of artifacts using an extended CT scale technique,” *Journal of Computer Assisted Tomography*, vol. 24, no. 1, pp. 165–172, 2000. [Online]. Available : <http://journals.lww.com/00004728-200001000-00029>
- [40] F. Bamberg, A. Dierks, K. Nikolaou, M. F. Reiser, C. R. Becker, and T. R. C. Johnson, “Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation,” *European Radiology*, vol. 21, no. 7, pp. 1424–1429, 2011. [Online]. Available : <http://link.springer.com/10.1007/s00330-011-2062-1>
- [41] L. Filograna, N. Magarelli, A. Leone, R. Guggenberger, S. Winklhofer, M. J. Thali, and L. Bonomo, “Value of monoenergetic dual-energy CT (DECT) for artefact reduction from metallic orthopedic implants in post-mortem studies,” *Skeletal Radiology*, vol. 44, no. 9, pp. 1287–1294, 2015. [Online]. Available : <http://link.springer.com/10.1007/s00256-015-2155-z>
- [42] K. Higashigaito, F. Angst, V. M. Runge, H. Alkadhi, and O. F. Donati, “Metal artifact reduction in pelvic computed tomography with hip prostheses : Comparison of virtual monoenergetic extrapolations from dual-energy computed tomography and an iterative metal artifact reduction algorithm in a phantom study,” *Investigative Radiology*, vol. 50, no. 12, pp. 828–834, 2015. [Online]. Available : <http://journals.lww.com/00004424-201512000-00005>
- [43] R. A. Nasirudin, K. Mei, P. Panchev, A. Fehringer, F. Pfeiffer, E. J. Rummeny, M. Fiebich, and P. B. Noël, “Reduction of metal artifact in single photon-counting computed tomography by spectral-driven iterative reconstruction technique,” *PLOS ONE*, vol. 10, no. 5, p. e0124831, 2015. [Online]. Available : <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0124831>
- [44] K. Rajendran, M. F. Walsh, N. J. A. De Ruiter, A. I. Chernoglazov, R. K. Panta, A. P. H. Butler, P. H. Butler, S. T. Bell, N. G. Anderson, T. B. F. Woodfield, S. J. Tredinnick, J. L. Healy, C. J. Bateman, R. Aamir, R. M. N. Doesburg, P. F. Renaud, S. P. Gieseg, D. J. Smithies, J. L. Mohr, V. B. H. Mandalika, A. M. T. Opie, N. J. Cook, J. P. Ronaldson, S. J. Nik, A. Atharifard, M. Clyne, P. J. Bones, C. Bartneck, R. Grasset, N. Schleich, and M. Billinghamurst, “Reducing beam hardening effects and metal artefacts in spectral CT using medipix3rx,” *Journal of Instrumentation*, vol. 9, no. 3, pp. P03015–P03015, 2014. [Online]. Available : <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1748-0221/9/03/P03015>
- [45] H. Arabi and H. Zaidi, “Deep learning-based metal artefact reduction in PET/CT imaging,” *European Radiology*, vol. 31, no. 8, pp. 6384–6396, 2021. [Online]. Available : <http://link.springer.com/10.1007/s00330-021-07709-z>
- [46] W.-A. Lin, H. Liao, C. Peng, X. Sun, J. Zhang, J. Luo, R. Chellappa, and S. K. Zhou, “DuDoNet : Dual domain network for CT metal artifact reduction.” [Online]. Available : <http://arxiv.org/abs/1907.00273>
- [47] V. Panin, F. Kehren, C. Michel, and M. Casey, “Fully 3-D PET reconstruction with system matrix derived from point source measurements,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 25, no. 7, pp. 907–921, 2006. [Online]. Available : <https://ieeexplore.ieee.org/document/1644806>
- [48] D. Lazaro, Z. El Bitar, V. Breton, D. Hill, and I. Buvat, “Fully 3D Monte Carlo reconstruction in SPECT : a feasibility study,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 50, no. 16, p. 3739, jul 2005. [Online]. Available : <https://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/50/16/006>
- [49] A. Alessio, P. Kinahan, and T. Lewellen, “Modeling and incorporation of system response functions in 3-D whole body PET,” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 25, no. 7, pp. 828–837, 2006. [Online]. Available : <https://ieeexplore.ieee.org/document/1644799>
- [50] A. Reader, P. Julyan, H. Williams, D. Hastings, and J. Zweit, “EM algorithm system modeling by image-space techniques for PET reconstruction,” *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 50, no. 5, pp. 1392–1397, 2003. [Online]. Available : <https://ieeexplore.ieee.org/document/1236938>
- [51] F. C. Sureau, A. J. Reader, C. Comtat, C. Leroy, M.-J. Ribeiro, I. Buvat, and R. Trébossen, “Impact of image-space resolution modeling for studies with the high-resolution research tomograph,” *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 49, no. 6, pp. 1000–1008, 2008. [Online]. Available : <https://jnm.snmjournals.org/content/49/6/1000>
- [52] S. Stute and C. Comtat, “Practical considerations for image-based PSF and blobs reconstruction in PET,” *Physics in Medicine and Biology*, vol. 58, no. 11, pp. 3849–3870, 2013. [Online]. Available : <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/58/11/3849>

- [53] H. Hudson and R. Larkin, "Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 13, no. 4, pp. 601–609, 1994. [Online]. Available : <http://ieeexplore.ieee.org/document/363108/>
- [54] L. A. Shepp and Y. Vardi, "Maximum Likelihood Reconstruction for Emission Tomography," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 1, no. 2, pp. 113–122, 1982. [Online]. Available : <https://ieeexplore.ieee.org/document/4307558>
- [55] J. Hadamard, *Lectures on Cauchy's problem in linear partial differential equations*, ser. Mrs. Hepsa Ely Silliman memorial lectures. Yale University Press, 1923. [Online]. Available : <https://archive.org/details/lecturesoncauchy00hadauoft>
- [56] P. J. Huber, *Robust Statistics*, 1st ed., ser. Wiley Series in Probability and Statistics. Wiley, 1981. [Online]. Available : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/0471725250>
- [57] J. Nuyts, D. Beque, P. Dupont, and L. Mortelmans, "A concave prior penalizing relative differences for maximum-a-posteriori reconstruction in emission tomography," *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 49, no. 1, pp. 56–60, 2002. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1109/TNS.2002.998681>
- [58] P. Green, "Bayesian reconstructions from emission tomography data using a modified EM algorithm," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 9, no. 1, pp. 84–93, 1990. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1109/42.52985>
- [59] S. Ross, "Q.Clear," GE Healthcare, white-paper DOC1474189, Rev 3, 2014. [Online]. Available : https://www.gehealthcare.com/-/media/739d885baa59485aaef5ac0e0eeb44a4.pdf?srsltid=AfmBOoqAAqM2DYbQVFXBwXJ6edIiDyQJmlJgZNCdVpRF9H0_fx_LoMt5
- [60] S. Ahn and J. Fessler, "Globally convergent image reconstruction for emission tomography using relaxed ordered subsets algorithms," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 22, no. 5, pp. 613–626, 2003. [Online]. Available : <https://ieeexplore.ieee.org/document/1207396>
- [61] E. J. Teoh, D. R. McGowan, R. E. Macpherson, K. M. Bradley, and F. V. Gleeson, "Phantom and clinical evaluation of the bayesian penalized likelihood reconstruction algorithm q.clear on an LYSO PET/CT system," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 56, no. 9, pp. 1447–1452, 2015. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.115.159301>
- [62] D. Vallot, E. De Ponti, S. Morzenti, A. Gramek, A. Pieczonka, G. R. Llompart, J. Siennicki, P. Deak, C. Dutta, J. Uribe, and O. Caselles, "Evaluation of PET quantitation accuracy among multiple discovery IQ PET/CT systems via NEMA image quality test," *EJNMMI Physics*, vol. 7, no. 1, p. 30, 2020. [Online]. Available : <https://ejnmmiphys.springeropen.com/articles/10.1186/s40658-020-00294-y>
- [63] E. Lindström, A. Sundin, C. Trampal, L. Lindsjö, E. Ilan, T. Danfors, G. Antoni, J. Sörensen, and M. Lubberink, "Evaluation of penalized-likelihood estimation reconstruction on a digital time-of-flight PET/CT scanner for ¹⁸ F-FDG whole-body examinations," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 59, no. 7, pp. 1152–1158, 2018. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.117.200790>
- [64] F.-J. Yang, S.-Y. Ai, R. Wu, Y. Lv, H.-F. Xie, Y. Dong, Q.-L. Meng, and F. Wang, "Impact of total variation regularized expectation maximization reconstruction on the image quality of ⁶⁸Ga-PSMA PET : a phantom and patient study," *British Journal of Radiology*, vol. 94, no. 1120, p. 20201356, 02 2021. [Online]. Available : <https://doi.org/10.1259/bjr.20201356>
- [65] G. Krokos, J. MacKewn, J. Dunn, and P. Marsden, "A review of PET attenuation correction methods for PET-MR," *EJNMMI Physics*, vol. 10, no. 1, p. 52, 2023. [Online]. Available : <https://ejnmmiphys.springeropen.com/articles/10.1186/s40658-023-00569-0>
- [66] C. Catana, "Attenuation correction for human PET/MRI studies," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 65, no. 23, p. 23TR02, nov 2020. [Online]. Available : <https://dx.doi.org/10.1088/1361-6560/abb0f8>
- [67] H. Wang, Y. Wang, Q. Xue, Y. Zhang, X. Qiao, Z. Lin, J. Zheng, Z. Zhang, Y. Yang, M. Zhang, Q. Huang, Y. Huang, T. Cao, J. Wang, and B. Li, "Optimizing MR-based attenuation correction in hybrid PET/MR using deep learning : validation with a flatbed insert and consistent patient positioning," *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 2025. [Online]. Available : <https://link.springer.com/10.1007/s00259-025-07086-5>

- [68] R. Boellaard, I. Rausch, T. Beyer, G. Delso, M. Yaqub, H. H. Quick, and B. Sattler, “Quality control for quantitative multicenter whole-body PET/MR studies : A NEMA image quality phantom study with three current PET/MR systems,” *Medical Physics*, vol. 42, no. 10, pp. 5961–5969, 2015. [Online]. Available : <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.4930962>
- [69] G. Liu, T. Cao, L. Hu, J. Zheng, L. Pang, P. Hu, Y. Gu, and H. Shi, “Validation of MR-Based Attenuation Correction of a Newly Released Whole-Body Simultaneous PET/MR System,” *BioMed Research International*, vol. 2019, no. 1, p. 8213215, 2019. [Online]. Available : <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1155/2019/8213215>
- [70] W. T. Dixon, “Simple proton spectroscopic imaging.” *Radiology*, vol. 153, no. 1, pp. 189–194, 1984. [Online]. Available : <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiology.153.1.6089263>
- [71] A. Martinez-Möller, M. Souvatzoglou, G. Delso, R. A. Bundschuh, C. Chef d’hotel, S. I. Ziegler, N. Navab, M. Schwaiger, and S. G. Nekolla, “Tissue classification as a potential approach for attenuation correction in whole-body PET/MRI : Evaluation with PET/CT data,” *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 50, no. 4, pp. 520–526, 2009. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.108.054726>
- [72] S. D. Wollenweber, S. Ambwani, G. Delso, A. H. R. Lonn, R. Mullick, F. Wiesinger, Z. Piti, A. Tari, G. Novak, and M. Fidrich, “Evaluation of an atlas-based PET head attenuation correction using PET/CT & MR patient data,” *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 60, no. 5, pp. 3383–3390, 2013. [Online]. Available : <http://ieeexplore.ieee.org/document/6583257/>
- [73] M. Aznar, R. Sersar, J. Saabye, C. Ladefoged, F. Andersen, J. Rasmussen, J. Löfgren, and T. Beyer, “Whole-body PET/MRI : The effect of bone attenuation during MR-based attenuation correction in oncology imaging,” *European Journal of Radiology*, vol. 83, no. 7, pp. 1177–1183, 2014. [Online]. Available : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0720048X14001600>
- [74] J. C. Dickson, C. O’Meara, and A. Barnes, “A comparison of CT- and MR-based attenuation correction in neurological PET,” *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 41, no. 6, pp. 1176–1189, 2014. [Online]. Available : <http://link.springer.com/10.1007/s00259-013-2652-z>
- [75] A. Samarin, C. Burger, S. D. Wollenweber, D. W. Crook, I. A. Burger, D. T. Schmid, G. K. von Schulthess, and F. P. Kuhn, “PET/MR imaging of bone lesions – implications for PET quantification from imperfect attenuation correction,” *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 39, no. 7, pp. 1154–1160, 2012. [Online]. Available : <http://link.springer.com/10.1007/s00259-012-2113-0>
- [76] H. Arabi, O. Rager, A. Alem, A. Varoquaux, M. Becker, and H. Zaidi, “Clinical assessment of MR-guided 3-class and 4-class attenuation correction in PET/MR,” *Molecular Imaging and Biology*, vol. 17, no. 2, pp. 264–276, 2015. [Online]. Available : <http://link.springer.com/10.1007/s11307-014-0777-5>
- [77] V. Keereman, Y. Fierens, T. Broux, Y. De Deene, M. Lonneux, and S. Vandenberghe, “MRI-based attenuation correction for PET/MRI using ultrashort echo time sequences,” *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 51, no. 5, pp. 812–818, 2010. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.109.065425>
- [78] L. B. Aasheim, A. Karlberg, P. E. Goa, A. Håberg, S. Sørhaug, U.-M. Fagerli, and L. Eikenes, “PET/MR brain imaging : evaluation of clinical UTE-based attenuation correction,” *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 42, no. 9, pp. 1439–1446, 2015, number : 9. [Online]. Available : <http://link.springer.com/10.1007/s00259-015-3060-3>
- [79] T. Sekine, E. E. ter Voert, G. Warnock, A. Buck, M. Huellner, P. Veit-Haibach, and G. Delso, “Clinical Evaluation of Zero-Echo-Time Attenuation Correction for Brain ¹⁸F-FDG PET/MRI : Comparison with Atlas Attenuation Correction,” *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 57, no. 12, pp. 1927–1932, 2016. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.116.175398>
- [80] D. H. Paulus, H. H. Quick, C. Geppert, M. Fenchel, Y. Zhan, G. Hermosillo, D. Faul, F. Boada, K. P. Friedman, and T. Koesters, “Whole-body PET/MR imaging : Quantitative evaluation of a novel model-based MR attenuation correction method including bone,” *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 56, no. 7, pp. 1061–1066, 2015. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.115.156000>

- [81] T. Sekine, A. Buck, G. Delso, E. E. ter Voert, M. Huellner, P. Veit-Haibach, and G. Warnock, "Evaluation of atlas-based attenuation correction for integrated PET/MR in human brain : Application of a head atlas and comparison to true CT-based attenuation correction," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 57, no. 2, pp. 215–220, 2016. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.115.159228>
- [82] T. Koesters, K. P. Friedman, M. Fenchel, Y. Zhan, G. Hermosillo, J. Babb, I. O. Jelescu, D. Faul, F. E. Boada, and T. M. Shepherd, "Dixon sequence with superimposed model-based bone compartment provides highly accurate PET/MR attenuation correction of the brain," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 57, no. 6, pp. 918–924, 2016. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.115.166967>
- [83] I. Rausch, L. Rischka, C. N. Ladefoged, J. Furtner, M. Fenchel, A. Hahn, R. Lanzenberger, M. E. Mayerhoefer, T. Traub-Weidinger, and T. Beyer, "PET/MRI for oncologic brain imaging : A comparison of standard MR-based attenuation corrections with a model-based approach for the siemens mMR PET/MR system," *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 58, no. 9, pp. 1519–1525, 2017. [Online]. Available : <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.116.186148>
- [84] S. H. Keller, S. Holm, A. E. Hansen, B. Sattler, F. Andersen, T. L. Klausen, L. Højgaard, A. Kjær, and T. Beyer, "Image artifacts from MR-based attenuation correction in clinical, whole-body PET/MRI," *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, vol. 26, no. 1, pp. 173–181, 2013. [Online]. Available : <http://link.springer.com/10.1007/s10334-012-0345-4>
- [85] D. H. Paulus, H. Braun, B. Aklan, and H. H. Quick, "Simultaneous PET/MR imaging : MR-based attenuation correction of local radiofrequency surface coils : RF surface coil attenuation correction for PET/MR," *Medical Physics*, vol. 39, no. 7, pp. 4306–4315, 2012. [Online]. Available : <http://doi.wiley.com/10.1118/1.4729716>
- [86] M. Eldib, J. Bini, D. D. Faul, N. Oesingmann, C. Tsoumpas, and Z. A. Fayad, "Attenuation correction for magnetic resonance coils in combined PET/MR imaging," *PET Clinics*, vol. 11, no. 2, pp. 151–160, 2016. [Online]. Available : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1556859815001170>
- [87] R. Kartmann, D. H. Paulus, H. Braun, B. Aklan, S. Ziegler, B. K. Navalpakkam, M. Lentschig, and H. H. Quick, "Integrated PET/MR imaging : Automatic attenuation correction of flexible RF coils : AC of flexible RF surface coils," *Medical Physics*, vol. 40, no. 8, p. 082301, 2013. [Online]. Available : <http://doi.wiley.com/10.1118/1.4812685>
- [88] L. R. MacDonald, S. Kohlmyer, C. Liu, T. K. Lewellen, and P. E. Kinahan, "Effects of MR surface coils on PET quantification : Effects of MR surface coils on PET quantification," *Medical Physics*, vol. 38, no. 6, pp. 2948–2956, 2011. [Online]. Available : <http://doi.wiley.com/10.1118/1.3583697>
- [89] G. Delso, A. Martinez-Möller, R. A. Bundschuh, S. G. Nekolla, and S. I. Ziegler, "The effect of limited MR field of view in MR/PET attenuation correction : MR FOV in MR/PET reconstruction," *Medical Physics*, vol. 37, no. 6, pp. 2804–2812, 2010. [Online]. Available : <http://doi.wiley.com/10.1118/1.3431576>
- [90] M. Oehmigen, M. E. Lindemann, M. Gratz, J. Kirchner, V. Ruhlmann, L. Umutlu, J. O. Blumhagen, M. Fenchel, and H. H. Quick, "Impact of improved attenuation correction featuring a bone atlas and truncation correction on PET quantification in whole-body PET/MR," *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 45, no. 4, pp. 642–653, 2018. [Online]. Available : <http://link.springer.com/10.1007/s00259-017-3864-4>
- [91] C. N. Ladefoged, A. E. Hansen, S. H. Keller, S. Holm, I. Law, T. Beyer, L. Højgaard, A. Kjær, and F. L. Andersen, "Impact of incorrect tissue classification in dixon-based MR-AC : fat-water tissue inversion," *EJNMMI Physics*, vol. 1, no. 1, p. 101, 2014. [Online]. Available : <https://ejnmmiphys.springeropen.com/articles/10.1186/s40658-014-0101-0>
- [92] S. Ziegler, B. W. Jakoby, H. Braun, D. H. Paulus, and H. H. Quick, "NEMA image quality phantom measurements and attenuation correction in integrated PET/MR hybrid imaging," *EJNMMI Physics*, vol. 2, no. 1, p. 18, 2015. [Online]. Available : <http://www.ejnmmiphys.com/content/2/1/18>
- [93] Ministère de la santé, de la jeunesse, des sports et de la vie associative, "Décision du 22 novembre 2007 fixant les modalités du contrôle de qualité des scanographies," *Journal officiel de la république française*, no. 0284, 2007. [Online]. Available : <https://www.legifrance.gouv.fr/eli/decision/2007/11/22/SJSM0722003S/jo/texte>

- [94] EFOMP Working Group on PET/CT AND PET/MR QC Protocol, “Quality control in PET/CT and PET/MR,” European Federation of Organisations for Medical Physics, EFOMP’S Guideline, 2022. [Online]. Available : <https://www.efomp.org/uploads/10fd24d1-354d-48d6-bf8f-e93e98cb7d81/EFOMP%20E2%80%99S%20GUIDELINE%20QUALITY%20CONTROLS%20IN%20PETCT%20AND%20PETMR.pdf>
- [95] M. Dondi, I. McLean, and S. Palm, Eds., *Quality Assurance for PET and PET/CT Systems*, ser. Human Health Series. Vienna, Autria : Internation Atomic Energy Agency, 2009, no. 1. [Online]. Available : <https://www.iaea.org/publications/8002/quality-assurance-for-pet-and-petct-systems>
- [96] Task Group 126, “PET/CT Acceptance Testing and Quality Assurance,” American Association of Physicists in Medicine, AAPM Report 126, 2019. [Online]. Available : https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_126.pdf
- [97] M. Koole, I. Armstrong, A. K. Krizsan, A. Stromvall, D. Visvikis, B. Sattler, S. G. Nekolla, and J. Dickson, “EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control,” *Zeitschrift für Medizinische Physik*, vol. 33, no. 1, pp. 103–113, 2023, special Issue : Recent Developments in Nuclear Medicine Imaging and Therapy. [Online]. Available : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0939388922000897>
- [98] A. Kaalep, T. Sera, W. Oyen, B. J. Krause, A. Chiti, Y. Liu, and R. Boellaard, “EANM/EARL FDG-PET/CT accreditation - summary results from the first 200 accredited imaging systems,” *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 45, no. 3, pp. 412–422, 2018. [Online]. Available : <http://link.springer.com/10.1007/s00259-017-3853-7>
- [99] M. Conti, L. Eriksson, and C. Hayden, “Monitoring energy calibration drift using the scintillator background radiation,” *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 58, no. 3, pp. 687–694, 2011. [Online]. Available : <http://ieeexplore.ieee.org/document/5782968/>
- [100] H. Rothfuss, V. Martin, A. Moor, J. Young, J. Kolb, and L. Eriksson, “A method for daily setup and quality checks of LSO :ce based time of flight positron emission tomographs,” in *2014 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC)*. IEEE, 2014, pp. 1–4. [Online]. Available : <http://ieeexplore.ieee.org/document/7430916>
- [101] M. Singh, V. Dhull, and M. Vishwakarma, “Quality control performance evaluation of uMI550 digital PET-CT by utilising LYSO crystal natural radioactivity of ^{176}Lu ,” *Radiography*, vol. 30, no. 4, pp. 1021–1025, 2024. [Online]. Available : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1078817424000993>
- [102] IEC Technical Committee 62, Subcommittee 62C (Equipment for radiotherapy, nuclear medicine and radiation dosimetry), *International Standard 61675-1 : Radionuclide imaging devices - Characteristics and test conditions - Part 1 : Positron emission tomographs*. International Electrotechnical Commission, 2022. [Online]. Available : <https://webstore.iec.ch/en/publication/67292>
- [103] M. E. Daube-Witherspoon, J. S. Karp, M. E. Casey, F. P. DiFilippo, H. Hines, G. Muehllehner, V. Simcic, C. W. Stearns, L.-E. Adam, S. Kohlmyer, and V. Sossi, “PET Performance Measurements Using the NEMA NU 2-2001 Standard,” *Journal of Nuclear Medicine*, vol. 43, no. 10, pp. 1398–1409, 2002. [Online]. Available : <https://jnm.snmjournals.org/content/43/10/1398>
- [104] M. Santoro, G. Della Gala, G. Paolani, F. Zagni, S. Civollani, S. Strolin, and L. Strigari, “A novel figure of merit to investigate ^{68}Ga PET/CT image quality based on patient weight and lesion size using Q.Clear reconstruction algorithm : A phantom study,” *Physica Medica*, vol. 106, p. 102523, 2023. [Online]. Available : <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1120179722033191>

Rapports SFPM précédemment parus

Titre	Sous-titre	N°	Date	Domaine	Disponibilité
Quality control of electrons accelerators for medical use		1A	1989	RT	OUI
Choix et évaluation des systèmes informatiques en radiothérapie		2	1989	RT	NON
Evaluation des performances et contrôle de qualité des scanneurs		3	1990	RA	OUI
Recommandations pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe	Réunion commune SFPM/SFRO	4	1992	RT	NON
Intercomparaison dosimétrique en curiethérapie		5	1991	RT	NON
Quality control of asymmetric fields on medical electron accelerators		6A	1993	RT	OUI
Contrôle de qualité des champs asymétriques pour les accélérateurs d'électrons à usage médical		6	1992	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	1 ^{re} partie - mode planaire	7	1992	MN	OUI
Guide pratique de maîtrise de la qualité en radiodiagnostic conventionnel	Commission /Imagerie/	8	1993	RA	NON
Etalonnage et contrôle de qualité des activimètres		10	1995	MN	OUI
Contrôle de qualité en curiethérapie par Iridium 192 à haut débit de dose		11	1995	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations	2 ^e partie - mode tomo-graphique	12	1996	MN	OUI
Evaluation des performances des systèmes d'imagerie de contrôle		13	1996	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations	3 ^e partie - mode corps entier	14	1997	MN	OUI
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire		15	1998	MN	OUI
Contention et repositionnement Etat de l'art en 1999		16	1999	RT	OUI
Guide pour la mise en oeuvre en radiothérapie externe de l'assurance qualité par mesures in vivo par dosimètres thermoluminescents et semi-conducteurs		18	2000	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en médecine nucléaire		19	2001	MN	OUI
Contrôle de qualité des collimateurs multi-lames		20	2003	RT	OUI

Titre	Sous-titre	N°	Date	Domaine	Disponibilité
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie		21		RA	OUI
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire	Mise à jour du rapport n° 15	22	2006	MN	OUI
Contrôle de qualité spécifique en IRM : développement et réalisation d'un objet-test multimodal		23	2007	IRM	OUI
Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'émission de positrons		24	2008	MN	OUI
Contrôle de qualité d'une installation de simulation virtuelle		25	2009	RT	OUI
Contrôle de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité		26	2010	RT	OUI
Recommandations pour la mise en service et l'utilisation d'un TPS	Mise à jour des rapports n°s 7, 12 et 14	27	2010	RT	OUI
Contrôle de qualité et mesure des performances des gammes caméras		28	2012	MN	OUI
Radiothérapie guidée par l'image. Contrôle de qualité des équipements à rayons X (IGRT)		29	2014	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie	Mise à jour du rapport n° 21	30	2015	RA	OUI
Rôle et responsabilités du physicien médical dans la validation des traitements onco-logiques en radiothérapie interne vectorisée		31	2015	MN	OUI
Niveaux de référence en radiologie interventionnelle		32	2017	RA	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en médecine nucléaire	Mise à jour du rapport n° 19	33	2017	MN	OUI
Assurance qualité en radiothérapie par modulation d'intensité rotationnelle		34	2018	RT	OUI
Qualité et sécurité des radiochirurgies et des radiothérapies stéréotaxiques		35	2019	RT	OUI
Assurance de qualité en curiethérapie : Techniques par projecteur de sources et implants prostatiques		36	2019	RT	OUI
Les caméras CZT cardiaques dédiées		37	2020	MN	OUI
Gestion des mouvements internes en radiothérapie externe		38	2020	RT	OUI
Doses au CT par indication cliniques		39	2020	RA	OUI
Niveaux de référence pour les pratiques interventionnelles radioguidées à l'aide d'arceaux mobiles de bloc opératoire		40	2021	RA	OUI
Système d'analyse automatisé des images tomodensitométriques incluant des métriques de qualité image adaptées aux reconstructions de nouvelles générations		41	2023	RA	OUI
Mise en service et contrôle de qualité des systèmes d'archivage, de transmission et d'analyse des indicateurs dosimétriques (DACS)		42	2025	RA	OUI

Titre	Sous-titre	N°	Date	Domaine	Disponibilité
Contrôle de qualité en tomographie par émission de positons couplée à la tomodensitométrie ou à l'imagerie par résonance magnétique		43	2025	MN	OUI