

CONTROLE DE QUALITE ET MESURE DES PERFORMANCES EN TOMOGRAPHIE D'EMISSION DE POSITONS

Rapport S.F.P.M. n° 24

Société Française de Physique Médicale
Institut Curie - 26 rue d'Ulm 75248 Paris Cedex 05
www.sfpm.asso.fr

SOCIÉTÉ FRANÇAISE DE PHYSIQUE MÉDICALE

CONTROLE DE QUALITE ET MESURE DES PERFORMANCES EN TOMOGRAPHIE D'EMISSION DE POSITONS

Rapport S.F.P.M. n° 24

Édité par : Société Française de Physique Médicale
Institut Curie - 26 rue d'Ulm 75248 Paris Cedex 05 www.sfpm.asso.fr
ISBN 2 – XXXX – XXXX -X

AUTEURS DU GROUPE DE TRAVAIL

Le coordonnateur :

Claude COMTAT	Service Hospitalier Frédéric Joliot, CEA	Orsay
Sébastien BALDUYCK	CHU Toulouse	Toulouse
Guillaume BONNIAUD	Institut Gustave Roussy	Villejuif
Ludovic FERRER	Centre René Gauducheau	Saint Herblain
Sophie LAFFONT	Centre E. Marquis	Rennes
Yolande PETEGNIEF	CHU La Pitié-Salpêtrière, AP-HP	Paris
Marine SORET	HIA du Val de Grâce	Paris
Régine TREBOSEN	Service Hospitalier Frédéric Joliot, CEA	Orsay

Relecteurs :

Juliette FEUARDENT	CHU HEGP, AP-HP	Paris
Sébastien HAPDEY	Centre Henri Becquerel	Rouen
Pierre-Malik KOULIBALY	Centre Antoine Lacassagne	Nice

Édition : Mai 2008

TABLE DES MATIERES

AVANT PROPOS	3
INTRODUCTION	4
1. PRINCIPES DE LA TEP	6
1.1. Techniques et systèmes d'acquisition	6
1.2. Techniques de reconstruction des images	10
1.3. Techniques de correction.....	17
2. MESURE DES PERFORMANCES	24
2.1. Pré-requis.....	24
2.2. Résolution spatiale.....	26
2.3. Fraction de coïncidences diffusées	32
2.4. Taux de comptage et sensibilité.....	38
2.5. Exactitude des corrections.....	44
2.6. Qualité d'image	52
2.7. Exactitude de la carte d'atténuation pour systèmes hybrides TEP-TDM	60
2.8. Exactitude de la correction d'atténuation pour systèmes hybrides TEP-TDM ...	64
3. CONTROLE DE QUALITE ET SUIVI DES PERFORMANCES	67
3.1. Pré-requis.....	67
3.2. Contrôles de qualité quotidiens.....	71
3.3. Contrôles de qualité hebdomadaires	72
3.4. Contrôles de qualité mensuels.....	72
3.5. Contrôles de qualité annuels	78
3.6. Tableau récapitulatif.....	79
ANNEXE : NORMES NEMA ET IEC	84
BIBLIOGRAPHIE	97
LEXIQUE DES SIGLES ET DES ACRONYMES	99

INDEX..... 100

AVANT PROPOS

Le rapport N°24 de la Société Française de Physique Médicale (SFPM) « Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'émission de positons » est un guide particulièrement complet des différents contrôles pouvant être réalisés sur les dispositifs concernés. Il va rapidement s'avérer un ouvrage de référence indispensable à la fois pour les physiciens nouveaux dans la technique, et pour les physiciens expérimentés selon leur niveau de lecture.

Ceci est parfaitement signalé par les auteurs en préambule de leur travail, validé par un groupe de relecteurs et le conseil scientifique de la SFPM.

L'exhaustivité des contrôles proposés, des techniques d'analyse et des matériels ne seront donc pas accessibles à la totalité des opérateurs mais ils représentent un idéal dans l'état actuel des règles de l'art vers lequel chaque établissement devrait tendre, dans la mesure de ses compétences et de ses moyens humain et matériel.

De la même façon, il ne peut constituer un document opposable aux utilisateurs mais il doit demeurer un document de référence à l'égale des documents portant sur la même thématique et rédigés par des sociétés scientifiques homologues (AAPM, SSRPM,...).

Le conseil scientifique tient à souligner la qualité de ce travail qui pourra révéler toute son utilité dans le cadre d'une exploitation plus prospective de ces équipements d'imagerie.

Le conseil scientifique de la SFPM.

Véronique Dedieu (coordinatrice),

Céline Bramoulé,

Olivier Caselles,

Brigitte Lacaze,

Jocelyne Mazurier.

INTRODUCTION

Ce document s'adresse aux médecins médicaux en charge du contrôle de qualité des appareils de tomographie par émission de positons (TEP). **Son objectif n'est pas de fournir des tests de comparaison de systèmes entre eux, mais des outils de suivi des performances au cours du temps afin de repérer d'éventuelles dérives des caractéristiques d'origine.**

Une grande partie des systèmes TEP installés en France possèdent les deux modalités d'imagerie : la tomographie d'émission de positons et la tomodensitométrie (systèmes hybrides TEP-TDM). Ce document est exclusivement consacré à la modalité TEP et ne considère la modalité TDM que dans son interaction avec la TEP, c'est à dire lorsque l'image TDM contribue à la production des images TEP (par exemple, pour la correction d'atténuation). La partie TDM doit faire l'objet d'un contrôle de qualité spécifique non abordé dans ce document.

Au moment de la rédaction du présent document, la principale application de la TEP clinique est l'imagerie corps entier en oncologie. La majorité de la base installée repose sur des systèmes dont les caractéristiques répondent à ce besoin. En conséquence, les tests définis dans le document reflètent les conditions de réalisation de ce type d'imagerie. Cependant, cela n'invalide en rien leur emploi dans un programme d'assurance qualité pour des applications en cardiologie ou en imagerie cérébrale.

Ce rapport comporte trois parties. Dans le premier chapitre, **les principes généraux de la TEP** sont exposés succinctement. Les termes et techniques cités dans les chapitres suivants sont définis dans ce premier chapitre.

Le deuxième chapitre décrit **les protocoles de mesure des performances des appareils TEP**. Ces performances sont mesurées lors de la recette de l'appareil et servent de base pour le suivi annuel des caractéristiques du système. Des protocoles de mesure des performances ont été définis par les organismes NEMA et IEC ; ils peuvent être employés dans le cadre d'un programme d'assurance qualité. Cependant, le groupe de travail a jugé nécessaire de proposer une alternative simplifiée aux protocoles NEMA ou IEC tels qu'ils peuvent être implémentés par les constructeurs. Bien qu'inspirés des standards NEMA NU 2-2001, les protocoles décrits dans ce chapitre s'en distinguent dans leur but et leur contenu. Le but des mesures NEMA est d'abord une comparaison standardisée de divers systèmes TEP entre eux, tandis que le but des mesures décrites dans ce document est le suivi des performances d'un système TEP donné dans les conditions d'exploitation clinique. Les tests proposés utilisent un nombre d'objets test plus réduit et d'un usage relativement courant en milieu hospitalier. Les performances suivantes sont mesurées : la résolution spatiale, la fraction de coïncidences diffusées, les taux de comptage et la sensibilité, l'exactitude des corrections, la qualité d'image. Pour les systèmes hybrides TEP-TDM, l'exactitude de la carte d'atténuation et de la correction d'atténuation est également mesurée. Les méthodes d'analyse, hormis le calcul de la fraction de coïncidences diffusées, sont simples et entièrement explicitées dans le document. Elles font appel aux outils de traitement d'image classiques (tracé de régions d'intérêt 2D, analyse de profils). Lorsque l'analyse est plus complexe (résolution spatiale et fraction de coïncidences fortuites), la méthode est détaillée et l'implémentation en langage C

est donnée. La durée d'immobilisation de la caméra pour la réalisation des protocoles varie entre deux heures (résolution spatiale) et une journée (taux de comptage).

Le troisième chapitre présente les divers tests à réaliser sur les appareils TEP dans le cadre d'**un programme d'assurance qualité** incluant les contrôles de qualité quotidiens, mensuels et annuels.

En annexe, un résumé décrit les tests définis dans les **normes internationales IEC-1998 et NEMA NU 2-1994 et NU 2-2001**.

1. PRINCIPES DE LA TEP

Ce chapitre présente les principes de l'acquisition des données TEP, de la reconstruction des images et des techniques de correction.

1.1. Techniques et systèmes d'acquisition

1.1.1. Introduction

En TEP, la mesure d'un événement correspond à la détection en coïncidence des deux photons d'annihilation du positon avec un électron de la matière [1], [2]. Ces deux photons sont émis à 180° l'un de l'autre avec une énergie de 511 keV chacun. Le système de détection le plus utilisé est constitué de plusieurs cristaux scintillateurs couplés à des tubes photomultiplicateurs (TPM). Tout photon entrant dans la chaîne de détection est analysé individuellement. Il perd soit une partie de son énergie (par une ou plusieurs interactions Compton), soit la totalité de son énergie dans le cristal (par interaction photoélectrique comme première interaction ou après un ou plusieurs effets Compton suivis d'une interaction photoélectrique). Une fraction de cette énergie perdue est convertie en énergie lumineuse. Cette énergie lumineuse est dirigée vers la photocathode du TPM à l'aide d'un guide de lumière. Une impulsion électrique, dont l'intégrale est proportionnelle à l'énergie déposée dans le cristal, apparaît alors au niveau de l'anode du TPM et est traitée par une électronique d'acquisition adaptée.

L'amplification, la mise en forme, la discrimination en énergie et la localisation sont réalisées par des techniques dérivées de celles employées en scintigraphie conventionnelle sur les gamma-caméras au moyen de chaînes de détection plus ou moins intégrées selon la complexité de l'architecture des cellules de détection.

La discrimination en temps repose sur un circuit de coïncidence qui n'autorise l'enregistrement d'un événement que si les deux photons sont détectés sur deux détecteurs en vis à vis dans un intervalle de temps (appelé fenêtre de coïncidence) de quelques nanosecondes. Le volume élémentaire assimilé à une ligne dite ligne de réponse (LDR) portée par ces deux détecteurs détermine la direction de l'émission des deux photons γ . Par principe, la détection de deux photons en coïncidence est assimilée à l'annihilation d'un positon et d'un électron quelque part le long de la ligne de réponse.

Ce type de collimation, appelée collimation électronique, joue le même rôle que la collimation physique employée sur les gamma-caméras. Elle permet de plus de mesurer simultanément toutes les directions d'émission dans un plan de coupe donné si l'on dispose d'un ensemble de détecteurs entourant totalement le patient (en général un anneau de détecteurs, voir Figure 1.1). Afin d'acquérir plusieurs plans de coupes simultanément, plusieurs anneaux de détecteurs sont juxtaposés (typiquement, entre 20 et 40 anneaux). En mode d'acquisition dit 3D, on enregistre des coïncidences entre toutes les paires d'anneaux. En mode d'acquisition dit 2D, une collimation annulaire escamotable appelée septa est placée entre chaque anneau afin de ne pas permettre la détection de photons faisant un angle important avec le plan de coupe (voir Figure 1.1). Ainsi, seules sont enregistrées les coïncidences pour lesquelles les deux photons sont détectés sur le même anneau ou sur deux anneaux voisins. Ce mode d'acquisition permet de limiter le flux de photons incidents sur le détecteur et de réduire ainsi

le temps mort de la chaîne de détection, au détriment cependant de la sensibilité globale du tomographe.

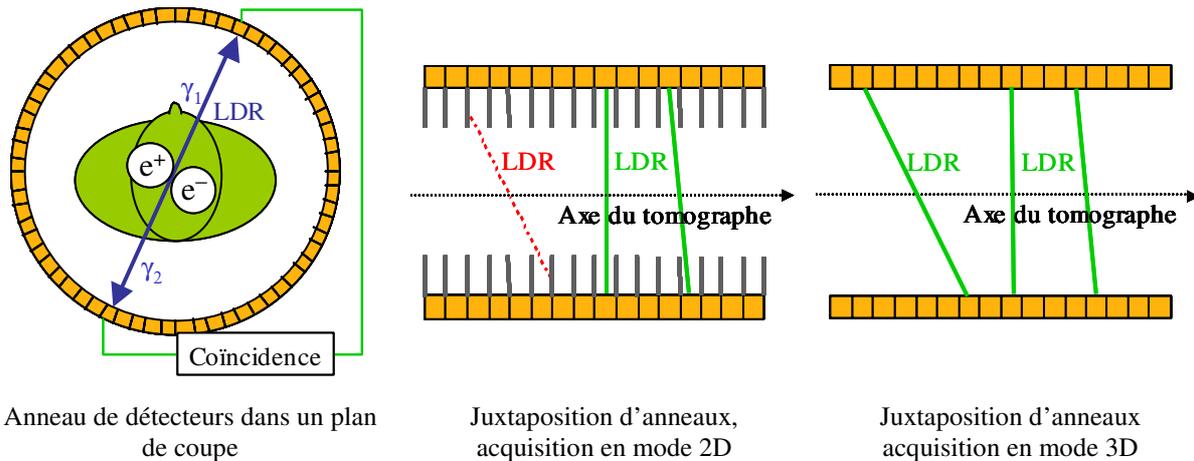


Figure 1.1 : Modes d'acquisition 2D et 3D. Dans le mode 2D, des septa empêchent l'enregistrement des lignes de réponse obliques, caractérisées par une différence d'anneau supérieure à 1 (LDR rouge en traits-tillés).

1.1.2. Événements détectés en TEP

Les événements enregistrés en TEP ne sont pas tous formés par une paire de photons issus d'une même annihilation (coïncidence vraie) et qui s'échappent du corps du patient sans aucune interaction. Lors de l'acquisition du signal, l'interaction des photons dans la matière par effet Compton entraîne la détection de coïncidences diffusées. Dans ce cas, l'orientation des photons détectés ne correspond pas à celle de la ligne de réponse associée (voir Figure 1.2). 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 non diffusée) contribue au signal utile permettant de reconstruire la distribution de la concentration radioactive. La somme des coïncidences détectées (coïncidences vraies, diffusées et non diffusées, et coïncidences fortuites) est appelée coïncidences totales.

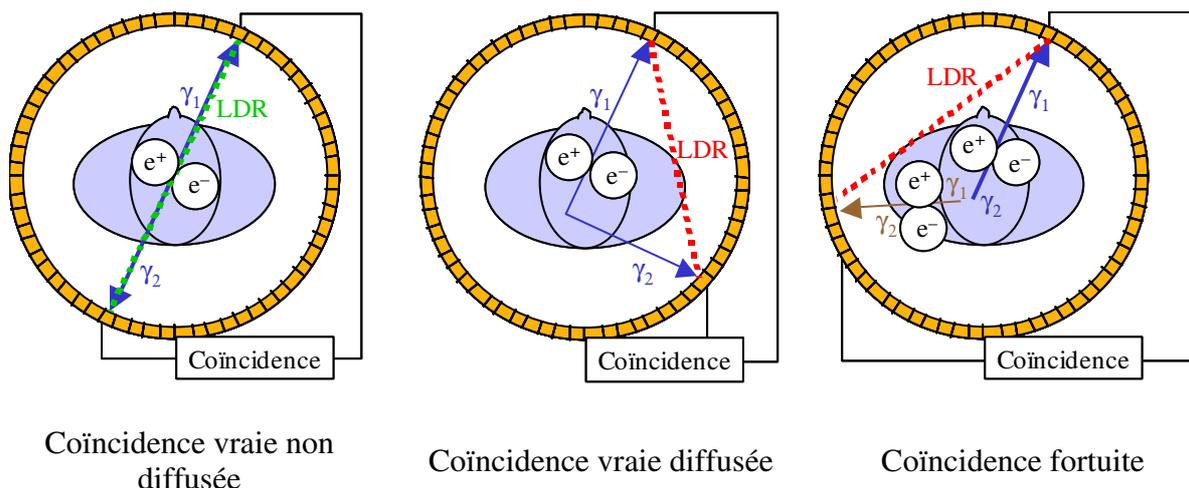


Figure 1.2 : Différents types de coïncidences. Seules les coïncidences vraies non diffusées permettent une localisation correcte de l'annihilation du positon.

Le taux NEC (NECR, pour *Noise Equivalent Count Rate*) est un indice permettant de caractériser le rapport signal-sur-bruit des coïncidences détectées. Il est défini comme le rapport entre le carré du taux des coïncidences vraies non diffusées (T_{vnd}) et le taux des coïncidences totales (T_{tot}) [3] :

$$NECR = \frac{T_{\text{vnd}}^2}{T_{\text{tot}}} \quad \left[\frac{\text{coups}}{\text{s}} \right] \quad \text{Équation 1-1}$$

1.1.3. Évolution des systèmes de détection pour la TEP

Les systèmes industriels sont aujourd'hui largement orientés vers l'imagerie clinique du corps entier. La principale contrainte pour ces examens est de limiter le temps d'acquisition pour le confort du patient. Les solutions consistent alors à augmenter la sensibilité et les performances de comptage du détecteur ainsi que l'angle solide géométrique de détection (couverture axiale et choix du mode d'acquisition) sans pénaliser la résolution spatiale.

La résolution spatiale en imagerie TEP du corps entier reste limitée par la géométrie des détecteurs et par les phénomènes physiques comme l'écart à la colinéarité de la trajectoire des photons d'annihilation (de l'ordre de $0,5^\circ$) et le parcours moyen du positon avant annihilation (de l'ordre du millimètre) [4], [5].

Il existe deux types de systèmes de détection en TEP. Les premiers sont basés sur des systèmes de type caméra Anger avec une matrice continue de cristaux couplée à des TPM et un système électronique de localisation. Une limitation de ces caméras est leur faible performance en taux de comptage qui ne peut être que modérément améliorée en limitant l'intégration du signal sur des secteurs de détection. Sur ces systèmes, la résolution spatiale du détecteur est principalement liée à la précision de la localisation des événements détectés. Les seconds, majoritaires, utilisent le concept de bloc-détecteurs comprenant chacun une matrice de cristaux discrets ou pseudo-discrets (typiquement, entre 6^2 et 13^2) séparés par des absorbeurs optiques permettant un bon guidage de la lumière produite. Ces matrices de cristaux sont couplées à quatre TPM suivis par une chaîne électronique permettant l'identification suivant la logique d'Anger du cristal dans lequel a eu lieu la détection. Ce

concept possède également des limitations dues au temps mort lié à la saturation de la chaîne électronique, mais dans une moindre mesure que les caméras de type Anger. Sur ces systèmes, la résolution spatiale est liée à la taille des cristaux et la précision de leur identification.

Les principales évolutions des détecteurs concernent le scintillateur et l'électronique de traitement des événements.

1.1.4. Le scintillateur

Le choix du scintillateur repose sur un compromis entre les taux de coïncidences vraies non diffusées, 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 et le taux de coïncidences fortuites, et avoir une bonne résolution en énergie pour limiter le taux de coïncidences diffusées. Les scintillateurs utilisés pour les appareils TEP en 2005 sont le BGO, le LSO et le GSO. Le Tableau 1.1 présente leurs principales caractéristiques ainsi que celles du NaI.

Cristal	NaI	BGO	LSO	GSO
Densité (g/cm ³)	3,67	7,13	7,35	6,71
Z _{eff}	50,6	74,2	65,5	58,6
μ à 511 keV (cm ⁻¹)	0,34	0,95	0,87	0,70
Pourcentage d'interaction photoélectrique	17	40	32	25
Rendement lumineux relatif (%)	100	15	75	25
Constante de décroissance de la scintillation τ _d (ns)	230	300	40	60
Résolution en énergie à 511 keV (ΔE/E %)	6,6	10,2	10	8,5
Rendement lumineux intrinsèque (photons/MeV)	38000	6000	29000	10000

Tableau 1.1 : Caractéristiques des principaux scintillateurs utilisés en TEP d'après [2].

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. De plus, sa résolution en énergie est élevée. Le BGO (Bi₄(GeO₄)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 (Lu₂(SiO₄)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 GSO (Gd₂(SiO₄)O:Ce, oxyorthosilicate de gadolinium dopé au cérium) est un matériau relativement dense, connu par sa bonne résolution en énergie. Il fait partie des scintillateurs rapides.

1.1.5. Mode d'acquisition 2D/3D

Grâce à l'utilisation de cristaux et d'une électronique associée rapides, le mode 3D, introduit au début des années 1990, a permis d'améliorer la sensibilité de détection d'un facteur voisin de 5. Ce mode d'acquisition nécessite en contre partie de considérer l'influence des sources

radioactives situées à l'extérieur du champ de vue sur l'augmentation de la fraction de coïncidences fortuites et diffusées détectées.

1.1.6. Quelques réalisations industrielles

Les tomographes produits en 2005 sont soit des systèmes BGO fortement intégrés (Discovery ST de GE Healthcare, par exemple), soit des appareils à cristaux rapides (Biograph de Siemens Medical Solutions ou Gemini de Philips Medical Systems, par exemple). C'est essentiellement le choix du cristal, du couplage cristal - TPM et de la géométrie qui diffère d'un modèle à l'autre.

Ces tomographes ont tous un champ de vue axial limité. L'acquisition du corps entier est réalisée en déplaçant successivement le patient dans le champ de vue des détecteurs.

Ces tomographes peuvent être couplés à des scanners de rayons X pour la localisation. Dans ce cas le collimateur externe situé à coté du tomodynamomètre (TDM) est modifié. En conséquence, les performances en taux de comptage d'un système TEP seul ne sont pas forcément identiques à celles du même système couplé à un TDM. À titre indicatif, les principales caractéristiques de quelques systèmes TEP corps entier sont données au Tableau 1.2.

Cristal Constructeur Modèle	BGO		LSO		GSO	
	GE		Siemens		Philips	
	Discovery LS (Advance Nxi)	Discovery ST	Biograph 2 (Accel)	Biograph 16	Gemini (Allegro)	Gemini GXL
Dimensions du cristal (mm ³)	4,0×8,0 ×30	6,2×6,2 ×30	6,45×6,45 ×25	4,0×4,0 ×20	4,0×6,0 ×20	4,0×6,0 ×30
Nombre de Cristaux	12 096	10 080	9216	24336	17864	17864
Diamètre de l'anneau (mm)	927	886	830	830	900	900
Champ de vue axial (mm)	152	157	162	162	180	180
Mode d'acquisition	2D/3D	2D/3D	3D (2D/3D)	3D	3D	3D

Tableau 1.2 : Caractéristiques de systèmes TEP-TDM corps-entier commercialisés en 2005, telles qu'indiquées par les constructeur. Elles peuvent être trouvées sur le site d'*Imaging Technology News* [6]. Le nom du modèle donné entre parenthèse correspond à celui du système TEP seul.

1.2. Techniques de reconstruction des images

1.2.1. Acquisition des données

L'acquisition consiste à enregistrer, pour chaque ligne de réponse, le nombre de détections en coïncidence qui ont lieu durant l'examen. Une ligne de réponse est repérée par sa position radiale x_r , son angle azimutal ϕ et la paire d'anneaux (a_1, a_2) en coïncidence (voir Figure 1.3).

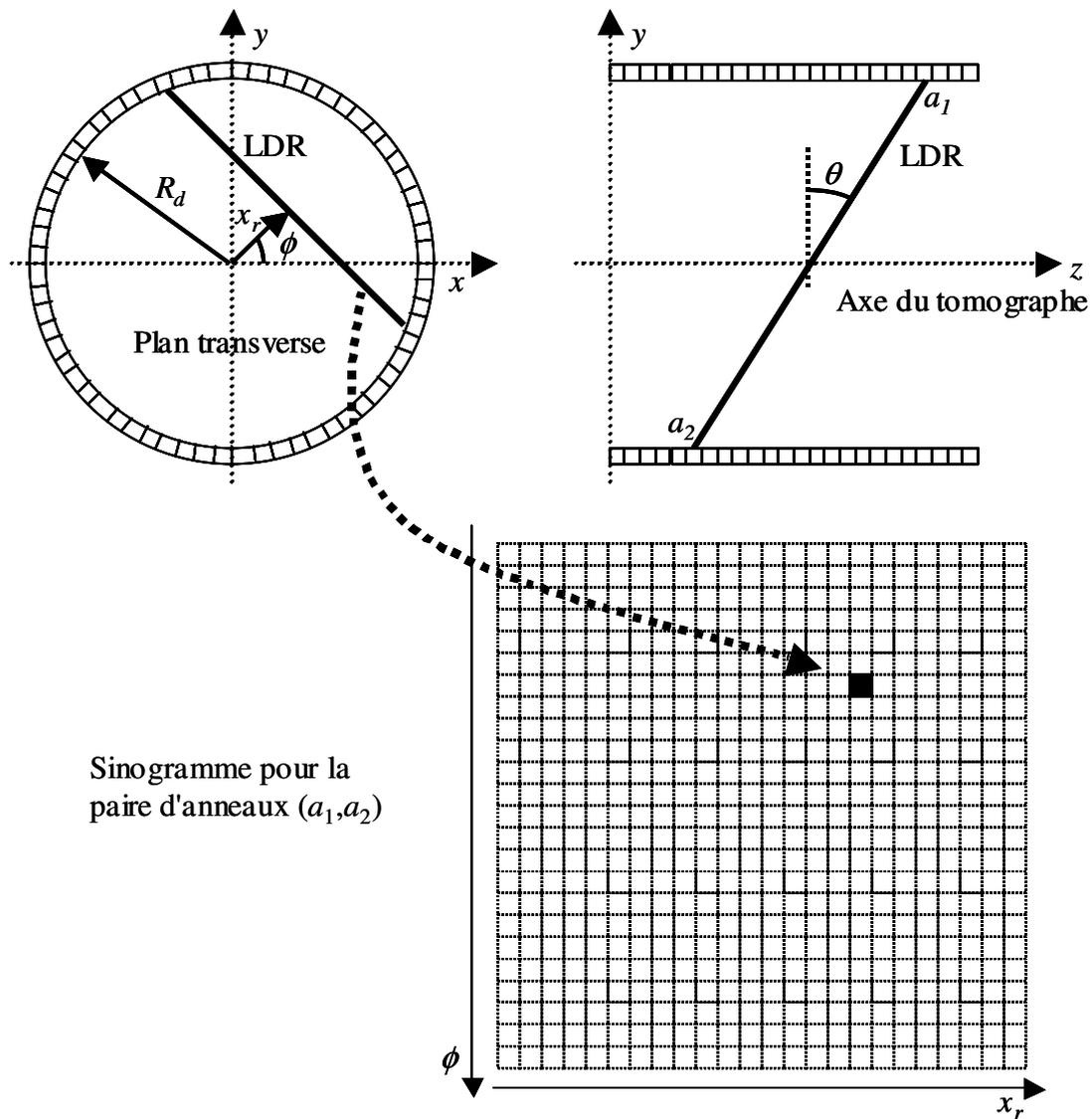


Figure 1.3 : Géométrie d'acquisition et indexage des lignes de réponse (LDR). Une LDR correspond à un élément de la matrice sinogramme.

Le nombre d'événements par ligne de réponse est enregistré dans des histogrammes appelés sinogrammes. Un sinogramme est une représentation matricielle 2D des paires (x_r, ϕ) . Il existe un sinogramme $s(x_r, \phi)$ par paire d'anneaux (a_1, a_2) en coïncidence. Pour un système comprenant N_A anneaux, on peut acquérir jusqu'à $N_A \times N_A$ sinogrammes. En pratique, plutôt que d'indexer les sinogrammes en fonction de la paire d'anneaux en coïncidences (a_1, a_2) , on les repère en fonction de leur position axiale médiane $z = (a_1 + a_2)/2$ et de leur différence d'anneau $\Delta z = a_1 - a_2$.

On distingue les sinogrammes droits ($|\Delta z| = 0$) et quasi-droits ($|\Delta z| = 1$) des sinogrammes obliques ($|\Delta z| > 1$). Durant une acquisition 2D, seuls les sinogrammes droits et quasi-droits sont enregistrés (Figure 1.4).

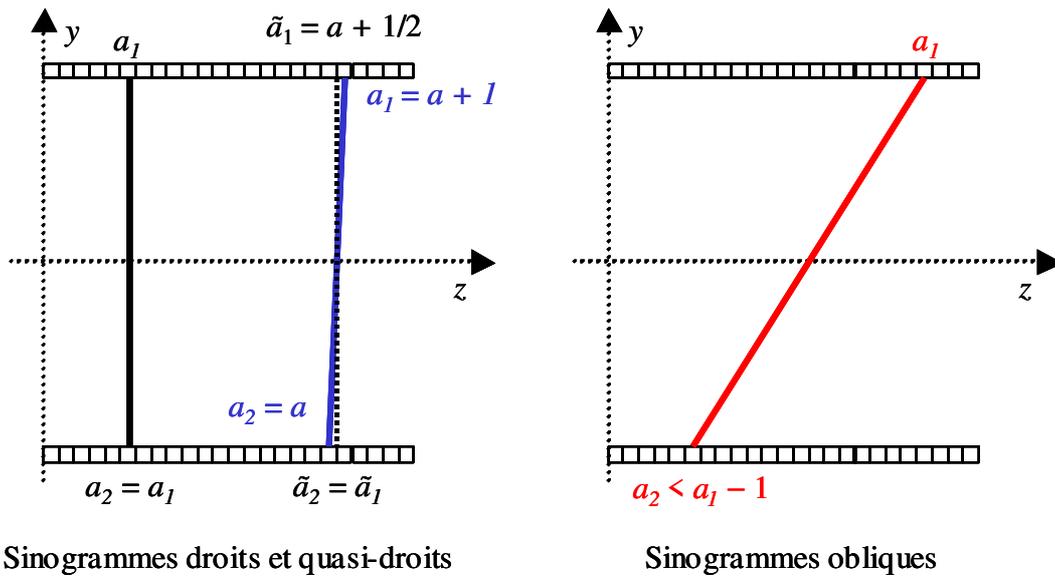


Figure 1.4 : Définition des sinogrammes droits, quasi-droits et obliques. Les sinogrammes quasi-droits ($a_1 = a$, $a_2 = a + 1$) et ($a_1 = a + 1$, $a_2 = a$) sont regroupés pour former un sinogramme correspondant à l'anneau virtuel $\tilde{a} = a + \frac{1}{2}$. Le pas d'échantillonnage axial des sinogrammes est égal à la demi-épaisseur d'un anneau.

1.2.2. Principe

La reconstruction tomographique permet de produire une image tridimensionnelle de la distribution spatiale de la concentration radioactive du radiopharmaceutique $f(x,y,z)$ à l'intérieur de la partie explorée de l'organisme. En pratique, on décrit $f(x,y,z)$ de manière discrète suivant une matrice 3D dont chaque élément de volume est appelé voxel. Pour un système comprenant N_A anneaux d'épaisseur Δa , $2 \times N_A - 1$ plans de coupe d'épaisseur $\Delta a/2$ sont reconstruits.

Toute technique de reconstruction repose sur un modèle mathématique (**Modèle**) reliant les données mesurées (*sinogramme*) à celles à reconstruire (*image*) :

$$\text{Sinogramme} = \mathbf{Mod\grave{e}le}\{ \text{image} \}$$

ainsi que sur un algorithme mathématique permettant d'inverser le modèle et de reconstruire l'image. On distingue ainsi deux catégories de techniques de reconstruction :

- les reconstructions analytiques : le modèle reliant le sinogramme à l'image à reconstruire est inversé de manière analytique ;

$$\text{Image} = \mathbf{Mod\grave{e}le}^{-1}\{ \text{sinogramme} \}$$

- les reconstructions algébriques que l'on appelle également reconstructions itératives : le modèle reliant le sinogramme à l'image à reconstruire ne peut être aisément inversé de manière directe, l'image est alors estimée de manière itérative par affinages successifs (voir Figure 1.5).

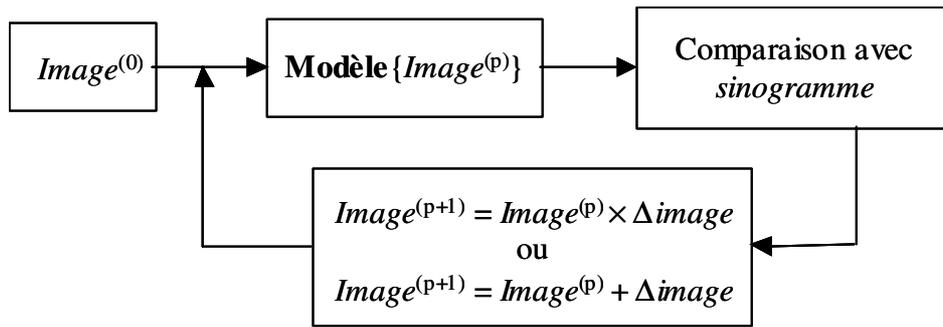


Figure 1.5 : Reconstruction itérative d'image. L'image à l'itération (p+1) est obtenue soit en multipliant l'image à l'itération (p) par un terme correctif (algorithmes de type EM), soit en ajoutant un terme correction (algorithmes de type montée de gradient). Lorsque l'algorithme itératif a convergé, le terme correctif vaut 1 (cas multiplicatif) ou 0 (cas additif).

1.2.3. Reconstruction 2D et 3D

Dans une reconstruction 2D, on ne considère que les sinogrammes droits et quasi-droits. Chaque sinogramme permet de reconstruire un plan de coupe et chaque plan de coupe est reconstruit de manière indépendante des autres plans de coupe. L'image tridimensionnelle est obtenue par un empilement des plans de coupe 2D. Dans une reconstruction 3D, les plans de coupe sont reconstruits simultanément à partir des sinogrammes droits, quasi-droits et obliques. En effet, plusieurs sinogrammes contribuent à la formation d'un seul plan de coupe.

L'avantage principale d'une reconstruction 2D d'un ensemble de plans de coupe est sa rapidité d'exécution supérieure à celle d'une reconstruction 3D du même ensemble de plans de coupe. Par contre, le fait de ne pas tenir compte des événements provenant des sinogrammes obliques détériore le rapport signal-sur-bruit dans l'image reconstruite. Une alternative conservant les avantages des deux modes de reconstruction (rapidité d'exécution et augmentation de la sensibilité du 3D) consiste à acquérir les données en mode 3D puis de les réarranger en un ensemble de sinogrammes droits et quasi-droits afin d'appliquer une reconstruction 2D. Les algorithmes de réarrangement principaux sont SSRB [7] (*Single Slice Rebinning*) et FORE [8] (*Fourier Rebinning*). Le premier est très rapide et simple d'implémentation, mais il dégrade la résolution spatiale. Le second préserve la résolution spatiale intrinsèque du système et est relativement rapide d'exécution ; il est le plus fréquemment utilisé en routine clinique.

1.2.4. Reconstructions analytiques

Les techniques de reconstruction analytique sont basées sur l'hypothèse appelée intégrale ligne qui stipule que la grandeur mesurée $s(x_r, \phi, z, \Delta z)$ décrit la projection analytique 2D $p(x_r, y_r, \phi, \theta)$ de l'objet $f(x, y, z)$ à reconstruire :

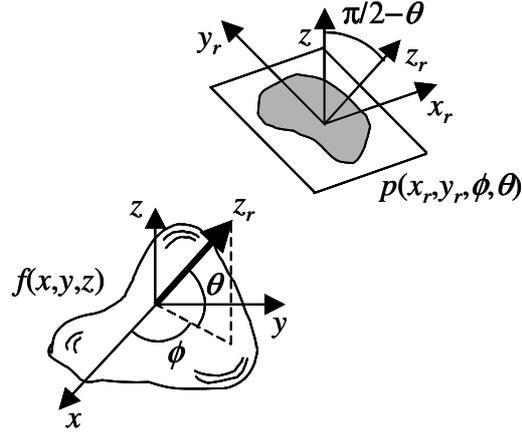


Figure 1.6 : Projection 2D $p(x_r, y_r, \phi, \theta)$ de l'objet $f(x, y, z)$.

$$s(x_r, \phi, z, \Delta z) = p(x_r, y_r, \phi, \theta) = \int_{\text{LDR}} f(x, y, z) dz_r . \quad \text{Équation 1-2}$$

La direction d'une projection 2D est donnée par son angle azimutal ϕ et son angle co-polaire θ (voir Figure 1.6). Un élément d'une projection 2D est repéré par sa coordonnée radiale x_r et sa coordonnée axiale y_r . Le lien entre l'indexage $(z, \Delta z)$ d'un sinogramme et les coordonnées (y_r, θ) d'une projection 2D est donné par

$$y_r = z \cdot \cos \theta \cdot \Delta a$$

$$\tan \theta = \frac{\Delta z \cdot \Delta a}{2 \cdot \sqrt{R_d^2 - x_r^2}} , \quad \text{Équation 1-3}$$

où R_d est le rayon de l'anneau détecteur. Lorsque l'extension axiale du champ de vue est petite par rapport au rayon R_d , ce qui est le cas pour la plupart des tomographes corps entier, la valeur de l'angle co-polaire vaut approximativement

$$\tan \theta \approx \frac{\Delta z \cdot \Delta a}{2 \cdot R_d} . \quad \text{Équation 1-4}$$

Il existe plusieurs algorithmes analytiques qui permettent d'inverser l'équation 1-2 et de reconstruire $f(x, y, z)$ à partir de $s(x_r, \phi, z, \Delta z)$. L'algorithme classiquement installé sur les systèmes TEP est la rétroprojection filtrée (FBP pour *Filtered BackProjection*) [9]. Cet algorithme requiert pour chaque direction de projection (ϕ, θ) mesurée, un échantillonnage complet du champ de vue suivant les coordonnées x_r et y_r . En raison de la géométrie tronquée des tomographes dans la direction axiale, cette condition n'est pas vérifiée pour les sinogrammes obliques (voir Figure 1.7).

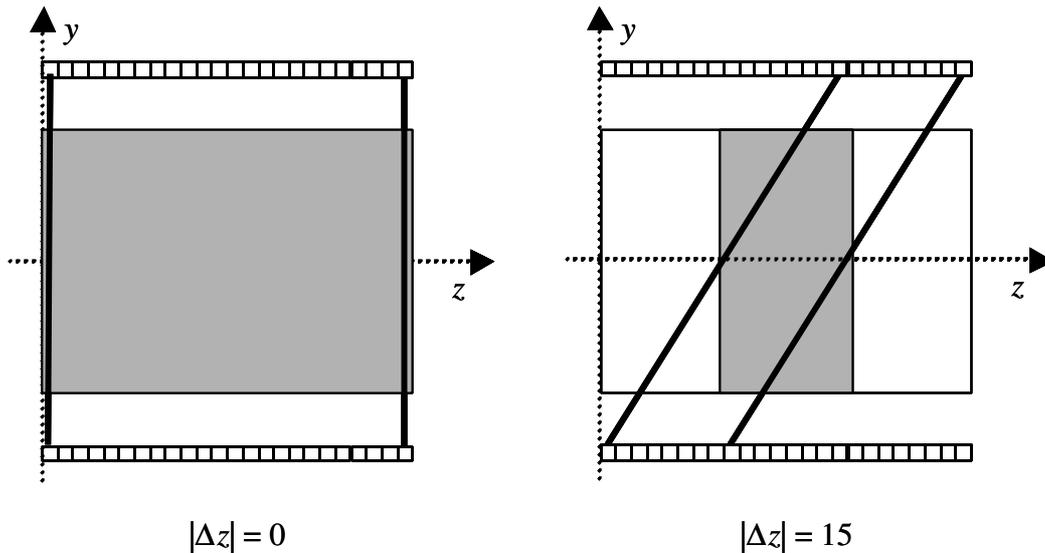


Figure 1.7 : Représentation du champ de vue mesuré (en gris sur la figure) en fonction de la différence d'anneau $|\Delta z|$ des sinogrammes. Pour les deux configurations dessinées (différence d'anneau valant respectivement 0 et 15), les sinogrammes extrêmes sont représentés en gras. Pour des sinogrammes droits et quasi-droits (partie de gauche), l'ensemble du champ de vue est échantillonné. Pour les sinogrammes obliques (partie de droite), seule la partie centrale du champ de vue est mesurée.

Pour pallier cet inconvénient, l'algorithme de re-projection 3DRP [10] (*3D ReProjection*) a été développé pour les reconstructions analytiques 3D. Les diverses étapes de cet algorithme sont décrits à la Figure 1.8. L'algorithme 3DRP est considéré comme l'algorithme de référence *gold standard* des reconstructions 3D, analytiques ou itératives. Pour de nombreux systèmes TEP, cependant, cet algorithme n'est pas disponible. En effet, pour des raisons de rapidité d'exécution de calcul, les sinogrammes obliques sont réarrangés en un ensemble de sinogrammes droits et quasi-droits par l'algorithme FORE, puis reconstruits par rétroprojection filtrée 2D. Cette méthode FORE+FBP-2D induit une très légère dégradation de la résolution spatiale par rapport à l'algorithme 3DRP.

L'hypothèse de base des algorithmes analytiques de reconstruction des images suppose que les données mesurées ne sont pas bruitées. En raison de la statistique de comptage limitée des événements enregistrés lors d'une acquisition, les données mesurées sont caractérisées par un niveau de bruit statistique élevé. Or, en présence de données bruitées, l'algorithme de reconstruction analytique se comporte de manière médiocre. Afin de limiter l'effet du bruit statistique, une fenêtre d'apodisation est généralement appliquée durant la reconstruction lors de l'étape de filtrage. Son effet est de lisser les projections et donc, de dégrader la résolution spatiale dans l'image reconstruite. D'un point de vue pratique, l'utilisateur doit spécifier le type de fenêtre d'apodisation (aucune fenêtre, cas également désigné par l'appellation filtre rampe, ou fenêtre de Hamming, fréquemment utilisée en tomographie) et le degré de lissage (exprimé en valeur de résolution spatiale ou fréquence de coupure dans l'espace réciproque).

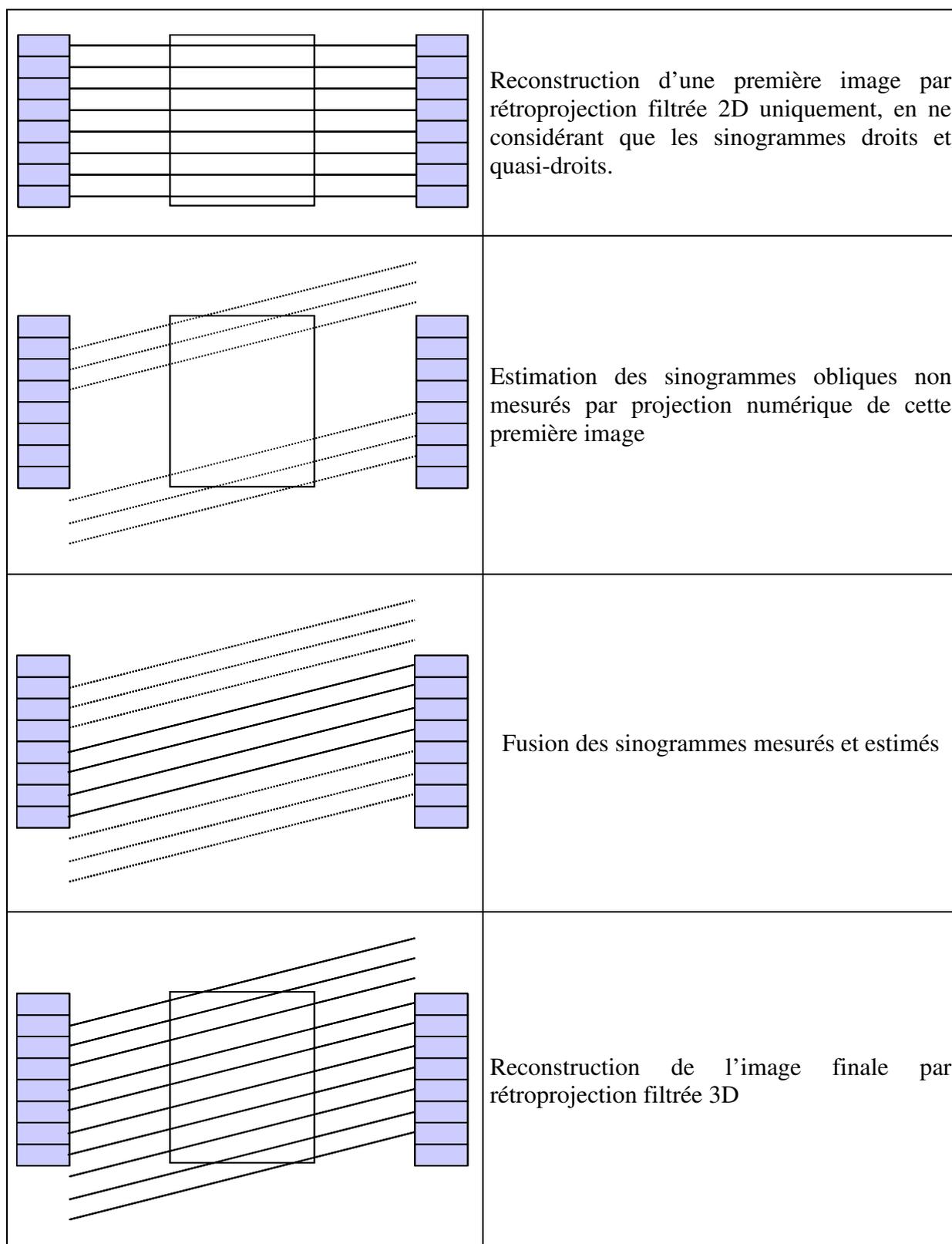


Figure 1.8 : Étapes de l'algorithme 3D de reconstruction analytique 3DRP.

1.2.5. Reconstruction itératives

Les reconstructions itératives permettent d'utiliser un modèle plus complexe que celui des reconstructions analytiques. Généralement, on ajoute au modèle de l'intégrale ligne un

modèle de bruit statistique, suivant une distribution de Poisson. En outre, l'algorithme itératif de reconstruction inclut intrinsèquement la nature discrète des sinogrammes et de l'image reconstruite

La majorité des algorithmes itératifs utilisés en TEP cherchent à maximiser la vraisemblance de l'image reconstruite (ML, pour *maximum likelihood*). EM-ML [11] (*Expectation Maximization – Maximum Likelihood*) est l'algorithme de maximisation de la vraisemblance le plus utilisé en TEP en raison de sa simplicité d'implémentation. Cependant, cet algorithme converge lentement vers la solution. Une version accélérée a été proposée (OSEM, *Ordered Subset EM-ML* [12]), où les sinogrammes sont décomposés en K sous-ensembles (*subset*). Au lieu de mettre à jour l'image après un passage sur tous les éléments du sinogramme, l'image est mise à jour K fois durant une itération, après chaque passage sur les éléments d'un sous-ensemble. Ceci permet d'obtenir une convergence environ K fois plus rapide que pour EM-ML. L'algorithme RAMLA [13] (*Row Action Maximum Likelihood Algorithm*) permet également de converger plus rapidement que EM-ML vers le maximum de vraisemblance.

D'un point de vue pratique, l'utilisateur d'un algorithme itératif doit spécifier le nombre d'itérations à exécuter. Généralement, plus on itère, meilleure est la résolution spatiale, mais plus le bruit statistique dans l'image reconstruite augmente. Ainsi, on préfère arrêter l'algorithme avant convergence et, de plus, on applique parfois un lissage spatial de l'image reconstruite afin de réduire son niveau de bruit statistique.

En général, le temps d'exécution d'une itération d'un algorithme itératif est de l'ordre de grandeur de celui d'une reconstruction analytique. Pour conserver un temps de calcul global compatible avec une routine clinique, certains constructeurs privilégient l'utilisation de l'algorithme de réarrangement FORE des données lorsque elles ont été acquises en mode 3D et un algorithme itératif 2D.

1.3. Techniques de correction

En TEP, la distribution volumique du radiopharmaceutique injecté doit être reconstruite à partir d'événements détectés simultanément par les couples de détecteurs. Comme cela a été décrit au paragraphe 1.2.2, la reconstruction de la distribution de ce radiopharmaceutique nécessite de modéliser le lien entre l'objet à reconstruire et les données mesurées. Le modèle utilisé repose sur le modèle de l'intégrale ligne. Pour satisfaire à ce modèle, il est nécessaire de corriger les sinogrammes des effets suivants : la variabilité d'efficacité intrinsèque inter détecteur et l'anisotropie de détection, les coïncidences fortuites, le temps mort, les coïncidences diffusées, l'atténuation et la décroissance radioactive. L'ensemble de ces corrections doit être appliqué pour envisager une mesure quantitative, aux effets de résolution près, de la concentration radioactive à partir des images reconstruites. Les corrections peuvent être appliquées avant la reconstruction ou, pour des reconstructions itératives, être incluses dans la reconstruction.

1.3.1. La normalisation

L'étape de normalisation des sinogrammes doit permettre aux couples de détecteurs recevant un flux de photons identique (source radioactive irradiant les détecteurs sous le même angle solide) de détecter le même nombre de coïncidences.

En effet, la sensibilité, définie comme le nombre de coïncidences vraies détectées par unité de temps et d'activité présente dans le champ de vue en l'absence de temps mort, n'est pas la même pour tous les couples de détecteurs. Elle varie suivant l'efficacité de détection intrinsèque des détecteurs et suivant des facteurs géométriques comme l'angle solide de détection, l'arrangement des détecteurs et le mode d'acquisition. L'efficacité intrinsèque peut varier dans le temps et doit être mesurée régulièrement, au contraire de l'efficacité géométrique qui ne varie pas et est généralement déterminée en usine une fois pour toute.

Efficacité de détection intrinsèque

La mesure de l'efficacité de détection est réalisée pour chaque couronne de détecteur, aussi bien en mode 2D qu'en mode 3D. Elle utilise en général une acquisition qui irradie uniformément toutes les couronnes de détection. Cette acquisition est réalisée avec une source radioactive homogène couvrant l'ensemble du champ de vue axial. Cette source peut être un cylindre placé au centre du champ de vue ou une source linéaire en mouvement dans le champ de vue des détecteurs. Pour chaque couronne, tous les angles solides définis par un détecteur en coïncidence avec les détecteurs en vis-à-vis reçoivent approximativement le même nombre de photons en coïncidence et doivent donc enregistrer le même taux de coïncidence. Les facteurs correctifs permettant d'obtenir un taux de coïncidences homogène pour tous les détecteurs sont ainsi extraits.

1.3.2. La correction des coïncidences fortuites

Les événements fortuits correspondent à la mesure de deux photons issus de deux annihilations différentes qui sont enregistrés dans une même fenêtre temporelle.

La correction de ce phénomène s'effectue par l'estimation puis la soustraction des coïncidences fortuites.

La correction des coïncidences fortuites peut être réalisée selon deux méthodes reposant sur la décorrélation temporelle des deux photons enregistrés de manière fortuite.

La méthode la plus courante consiste à estimer directement le taux de coïncidences fortuites dans une fenêtre temporelle décalée (ou ligne à retard). Ce décalage temporel enlève toute corrélation entre paires de photons issus d'une même annihilation ; ainsi toute coïncidence détectée, appelée coïncidence retardée (par opposition aux coïncidences totales telles que définies dans le paragraphe 1.1.2 et mesurées en l'absence de ligne à retard), est une coïncidence fortuite. Cette méthode de correction présente deux inconvénients majeurs : étant donné que la détermination du taux de coïncidences fortuites repose sur une mesure de coïncidences, elle comporte un bruit statistique important et elle induit une augmentation du temps mort global du système.

Une autre méthode consiste à estimer le taux de coïncidences fortuites à partir du nombre total de photons uniques détectés sur chaque détecteur. Cette estimation repose sur un calcul de probabilité de détection d'une coïncidence fortuite. On utilise la relation $T_{d1,d2} = S_{d1} \cdot S_{d2} \cdot 2 \cdot \tau$ où $T_{d1,d2}$ est le taux de coïncidences fortuites dans la ligne de réponse reliant les détecteurs d_1 et d_2 , S_{d1} et S_{d2} représentent les taux de détection de photons uniques sur chaque détecteur, τ est la largeur de la fenêtre de coïncidence. Cette méthode présente l'inconvénient de ne pas tenir compte du temps mort de l'électronique de coïncidence. Par contre, étant donné qu'elle repose

sur la mesure d'un taux de photons uniques et non de coïncidences, son bruit statistique est significativement plus faible que pour la méthode des coïncidences retardées.

L'estimation du nombre de coïncidences fortuites est ensuite soustraite, pour chaque LDR, du nombre de coïncidences totales.

1.3.3. La correction du temps mort

La réponse temporelle du cristal et de l'électronique de détection n'est pas instantanée. Après toute détection de photon, il existe donc un temps, appelé temps mort, pendant lequel aucun photon ne peut être traité par la chaîne de détection. Le temps mort entraîne une perte de taux de comptage qui se manifeste en pratique à activité élevée dans le champ de vue. La variation du nombre de photons uniques ou des coïncidences vraies en fonction de l'activité volumique n'est alors plus linéaire.

Le temps mort est évalué à partir d'acquisitions successives d'un objet test cylindrique radioactif sur une large gamme d'activités. Le défaut de comptage à activité élevée est ainsi caractérisé, en général en fonction du taux de photons uniques, et utilisé pour corriger les données avant reconstruction.

1.3.4. La correction des coïncidences diffusées (par effet Compton)

Les événements diffusés correspondent à la mesure de deux photons en coïncidence dont un au moins a subi au minimum une interaction Compton dans le patient ou dans le détecteur.

Une partie des coïncidences diffusées est éliminée en n'acceptant que les photons dont l'énergie est proche de 511 keV. La discrimination entre photons diffusés et photons non diffusés n'est pas parfaite du fait de la résolution en énergie limitée des détecteurs. C'est un des effets le plus difficile à corriger en TEP, surtout en mode d'acquisition 3D, en raison de l'influence de l'activité en dehors du champ de vue. En mode 2D environ 30 % des coïncidences détectées impliquent au moins un photon diffusé ; en mode 3D ce taux peut excéder 50 %.

Il existe plusieurs stratégies pour corriger de la diffusion en TEP [14], [15] par estimation du diffusé :

- par ajustement de la distribution spatiale des photons diffusés à partir des données de transmission et d'émission. On extrait les contours de l'objet à partir d'une segmentation de la carte d'atténuation ou de la carte TDM. Ce contour, appliqué aux données d'émission, permet de déterminer les événements détectés en dehors de l'objet, c'est à dire le niveau de diffusé. Enfin, on ajuste ces événements par une fonction gaussienne qui modélise la distribution du diffusé à l'intérieur de l'objet. Cette méthode présente l'avantage d'offrir un calcul simple et rapide de la distribution du diffusé. Cependant, elle n'est théoriquement valable que dans le cas où l'activité est répartie de manière homogène dans tout l'objet. Cette méthode reste une bonne approximation pour des données cliniques et peut également être utilisée pour corriger des coïncidences fortuites ;
- par ajustement et simulations Monte Carlo. Les événements diffusés sont estimés en deux étapes. Le niveau de diffusé est tout d'abord extrait comme dans la méthode précédente. Puis, à partir de la carte d'atténuation, de la distribution d'activité et d'abaques pré-calculés par une méthode Monte Carlo, la probabilité de diffusion est

estimée dans l'objet. Enfin, cette distribution est ajustée au niveau de diffusé à l'extérieur de l'objet. Cette technique, plus précise que la précédente, tend à s'imposer comme la méthode de référence pour l'estimation du taux de coïncidences diffusées.

1.3.5. La correction de l'atténuation

Correction de l'atténuation

L'atténuation est liée aux différentes interactions rayonnement-matière ayant lieu entre un faisceau de photons et le milieu de propagation. À mesure de sa pénétration dans le milieu, le faisceau voit son nombre de photons initial N_0 diminuer suivant la loi exponentielle :

$$N = N_0 e^{-\int \mu_{511\text{keV}}(x) dx} \quad \text{Équation 1-5}$$

où $\mu_{511\text{keV}}(x)$ représente le coefficient d'atténuation linéique mesuré en cm^{-1} à 511 keV. L'atténuation par le milieu entraîne une diminution du flux de photons uniques à l'énergie 511 keV.

En TEP, l'atténuation le long d'une ligne de réponse ne dépend pas de la localisation de l'annihilation le long de cette ligne. La correction d'atténuation s'en retrouve simplifiée : il suffit de multiplier les coïncidences mesurées, après correction pour les coïncidences fortuites et diffusées, par un facteur de correction d'atténuation (FCA). Ces facteurs s'obtiennent à partir d'une acquisition en transmission avec une source externe rotative ou à partir d'une acquisition TDM pour les tomographes hybrides.

Source de transmission externe émettrice de positons

L'utilisation de sources linéaires émettrices de positons, par exemple de ^{68}Ge , est la technique la plus ancienne. Si le système est équipé de septa, la mesure est réalisée en mode d'acquisition 2D en coïncidence, afin de limiter le temps mort pour les détecteurs situés à proximité de la source. L'avantage de ce mode réside dans le fait que les mesures de transmission sont effectuées directement à 511 keV. Si l'injection du radiopharmaceutique a eu lieu avant la mesure des coefficients d'atténuation, la mesure de transmission est contaminée par la détection d'événements d'émission. La seule méthode disponible pour restreindre cette contamination consiste à enregistrer les événements détectés en coïncidence uniquement si leur ligne de réponse associée passe par la position de la source de transmission (technique dite de la fenêtre spatiale ou *rod windowing*).

Source de transmission externe émettrice de photons gamma

Les mesures de transmission en mode photon unique sont généralement réalisées au moyen d'une source de ^{137}Cs à 662 keV [16]. Ce mode d'acquisition permet d'augmenter la statistique de transmission par rapport au mode coïncidence. En outre, la fenêtre en énergie centrée sur 662 keV permet de limiter en partie la contamination provenant des photons de 511 keV. Il subsiste cependant une contamination que l'on peut estimer en réalisant une acquisition en mode transmission sans la source externe (technique dite du *mock scan*).

TEP-TDM

L'utilisation d'appareils hybrides combinant un TEP et un TDM permet d'obtenir la distribution des coefficients d'atténuation et la distribution radioactive en un seul examen [17]. Les coefficients d'atténuation sont mesurés à l'aide d'une source de rayons X. Le bruit

statistique dans les données acquises est ainsi beaucoup plus faible que pour des sources externes de transmission. Par contre, l'énergie effective du spectre des rayons X est significativement différente de 511 keV. En général, elle est de l'ordre de 70 keV.

Facteurs de correction d'atténuation

Si l'énergie des photons de transmission vaut 511 keV (source de transmission externe émettrice de positons, généralement du ^{68}Ge), le facteur est directement donné par le rapport entre l'acquisition en transmission à blanc, sans patient, et l'acquisition en transmission avec le patient en place. Si l'énergie est différente (TDM ou source de transmission externe émettrice de gamma, généralement du ^{137}Cs), une étape de conversion en énergie des coefficients d'atténuation est nécessaire. En effet, l'atténuation des tissus varie avec l'énergie, du fait de la proportion variable d'effet photoélectrique et d'effet Compton. De plus, cette variation diffère d'un tissu à l'autre. La conversion directe des coefficients d'atténuation pour tous les tissus d'une énergie à l'autre n'est donc pas possible. Il est nécessaire de segmenter la carte d'atténuation reconstruite pour labelliser les tissus en catégorie. Les 3 types de tissus retenus sont généralement tissus mous, os et poumons. Les méthodes de segmentation sont fonction des données de transmission. Une première solution consiste à affecter un coefficient de conversion unique à chaque type de tissu. Une deuxième solution intègre une variation linéaire des coefficients au sein de chaque type de tissu. La valeur correcte du coefficient d'atténuation linéaire à 511 keV est alors affectée à chaque structure. Pour limiter la propagation du bruit, un filtrage spatial peut être appliqué avant conversion. Les facteurs de correction d'atténuation sont alors obtenus par projection de la carte des coefficients d'atténuation le long des lignes de réponse mesurées : cette opération conduit à l'obtention de sinogrammes de dimensions identiques à celle des sinogrammes d'émission TEP. Il est à noter que même pour une source de transmission émettrice de positons, il est courant de reconstruire la carte d'atténuation et d'appliquer un filtre spatial afin de limiter le bruit statistique important présent dans les données en transmission (mesure en coïncidence).

Remarque: L'utilisation de produits de contraste iodés en TDM peut introduire des biais dans la correction d'atténuation qui se reportent sur les images TEP reconstruites avec correction d'atténuation. Certains auteurs ont montré que cet effet n'était pas significatif [18]. Des méthodes basées sur la segmentation des images d'atténuation peuvent être appliquées.

1.3.6. La correction de la décroissance radioactive

La période de décroissance radioactive de la majorité des isotopes émetteurs de positons n'est pas négligeable par rapport à la durée des examens cliniques. Cette décroissance doit donc être prise en compte pour chaque position de lit à l'aide de la formule suivante :

$$FCD = e^{\lambda \cdot (t_a - t_0)} \cdot \frac{\lambda \cdot \Delta t}{1 - e^{-\lambda \cdot \Delta t}}, \quad \text{Équation 1-6}$$

où FCD est le Facteur de Correction de Décroissance, Δt représente la durée d'acquisition par position de lit, t_0 représente l'heure de début de l'examen, t_a représente l'heure de début de l'acquisition de la position de lit et λ est la constante de décroissance radioactive du radionucléide utilisé.

1.3.7. La quantification

Principe de la quantification

La quantification en TEP consiste à extraire une mesure exacte ou relative de la concentration radioactive au sein d'un objet à partir d'une image. En pratique, la connaissance précise de la quantité de traceur fixée par les différents organes doit permettre de fournir des indications quantitatives sur la fonction étudiée. Cela permet la caractérisation objective d'une anomalie par une valeur chiffrée pour une meilleure classification des sujets ou le suivi de l'évolution de l'anomalie sous thérapie.

Dans ce but, les différents phénomènes physiques décrits précédemment doivent être parfaitement corrigés afin d'obtenir une information réellement représentative de la distribution du traceur dans l'organisme. Une fois la normalisation et les corrections d'atténuation, de coïncidences diffusées et fortuites, de temps mort et de décroissance radioactive appliquées, les données mesurées sont reconstruites et l'intensité des voxels, après leur division par la durée de l'acquisition, s'exprime en coups/voxel/seconde. On parle alors de quantification relative. Dans la pratique clinique, on se contente souvent de la quantification relative qui permet de comparer les différentes concentrations radioactives des fixations au sein du patient exploré pour un même examen. L'inconvénient majeur de la quantification relative provient de la difficulté de comparer des résultats entre plusieurs individus.

L'obtention d'une quantification absolue, exprimée en Becquerel par unité de volume, requiert un étalonnage du tomographe, qui est généralement effectué au moyen de la mesure d'un objet test de forme cylindrique, dont la concentration radioactive est parfaitement connue. Les données mesurées sont corrigées de l'ensemble des phénomènes physiques et reconstruites en appliquant le même protocole que celui utilisé en routine clinique. En outre, étant donné que l'intensité d'émission β^+ est variable d'un radionucléide à l'autre, l'intensité dans les voxels de l'image doit être divisée par la valeur de cette grandeur. Le facteur d'étalonnage (FE) de la caméra est alors déterminé en comparant le nombre moyen de coups/voxel/seconde dans l'image reconstruite du cylindre à la concentration radioactive (Bq/ml), connue. Le passage de la quantification relative à la quantification absolue pour un examen s'effectue par multiplication de l'intensité des voxels dans l'image reconstruite exprimée en coups/voxel/seconde par ce facteur d'étalonnage.

Quantification SUV

En pratique clinique, il est plus simple d'utiliser une normalisation de la concentration radioactive qui tienne compte de l'activité injectée et de la morphologie du patient. Le calcul de la valeur standard de fixation SUV (*Standardized Uptake Value*) [19] effectue une normalisation de ce type, basée sur la fixation du radionucléide exprimée en Bq/ml, la dilution supposée homogène du radiopharmaceutique dans le volume du patient exprimé en ml et l'activité injectée au patient en exprimée Bq selon la formule suivante :

$$SUV = \frac{\text{Image}}{\text{activité}_{\text{patient}} / \text{volume}_{\text{patient}}} \quad \text{Équation 1-7}$$

Par simplification, le volume du patient est généralement remplacé par son poids, en supposant une densité moyenne de 1 [g/ml]. Une valeur de SUV égale à 1 signifie que

l'activité mesurée dans une région d'intérêt est identique à la dilution volumique uniforme de l'activité injectée dans le patient. Une valeur de 10 signifie que cette fixation est 10 fois supérieure à la dilution uniforme du traceur. L'hypothèse de dilution homogène dans le volume du patient (c'est-à-dire volume équivalent au poids) est une des limites à la validité du SUV. Des alternatives à cette formulation du SUV ont été proposées, dont celle basée sur l'utilisation de l'index de poids corporel linéaire (*Lean Body Mass*, LBM) en lieu et place de la masse corporelle. Cette dernière mesure permet de mieux tenir compte des variations de densité (répartition entre tissus musculaires et adipeux) en fonction du poids du patient [20].

La mesure de la valeur SUV d'une lésion permet de disposer d'une information quantitative qui peut être utilisée pour comparer l'intensité de la fixation par rapport à une population de patients ou évaluer la réponse thérapeutique. Il est important de noter que ces comparaisons, pour être valides, doivent s'appuyer sur un protocole de réalisation des examens bien déterminé, qui garantit des conditions physiologiques analogues. En particulier, le délai entre l'injection du radiopharmaceutique et l'acquisition est l'une des sources majeures de variation dans la détermination de la valeur SUV d'une tumeur. Il est donc essentiel de garantir la reproductibilité du protocole de l'examen.

Limitations à la quantification

L'ensemble des phénomènes décrits précédemment contribuent à limiter la quantification. À ces phénomènes, s'ajoutent pour les structures de taille inférieure à 3 fois la résolution spatiale une sous-estimation systématique des mesures due à l'effet de partiel [21]. À ce jour, aucune correction de volume partiel ne fait l'unanimité et de ce fait, aucune implémentation n'est proposée sur les plateformes des constructeurs.

2. MESURE DES PERFORMANCES

Ce chapitre propose des protocoles de mesure des performances des systèmes TEP. Ces tests permettent d'évaluer les performances d'origine de l'appareil, puis de mesurer d'éventuelles dérives au cours du temps, lors d'interventions majeures ou de changement de logiciel. Ces tests sont une alternative simplifiée aux tests NEMA parfois disponibles sur les plateformes d'acquisition des constructeurs.

Les performances suivantes sont présentées : la résolution spatiale, la fraction de coïncidences diffusées, les taux de comptage et la sensibilité, l'exactitude des corrections, la qualité d'image. Pour les systèmes hybrides TEP-TDM, l'exactitude de la carte d'atténuation et de la correction d'atténuation est également mesurée. Pour chaque test, sont décrits successivement le but, le principe, le matériel, l'acquisition, les corrections et la reconstruction des images, le traitement des données, le rapport des résultats et la fréquence du test. Les apartés sont signalés par le symbole ☞.

La mesure de la fraction de coïncidences diffusées, des taux de comptage, de la sensibilité et de l'exactitude des corrections s'effectue lors d'une manipulation unique dont l'ordre chronologique est donnée à la Figure 2.9. Le protocole qualité d'image ne peut s'effectuer le même jour et nécessite son lot propre d'activité. Par contre, la mesure de la résolution spatiale peut s'effectuer le même jour que le protocole qualité d'image, en prélevant de l'activité sur son lot.

Les pré-requis en terme d'objets test, de sources radioactives et de logiciels d'analyse sont décrit aux début de la section 3.1.

2.1. Pré-requis

La mesure de référence de la concentration radioactive insérée dans les objets test peut être obtenue précisément par chacune des deux méthodes suivantes :

- s'il existe un compteur gamma étalonné, après remplissage des objets test et homogénéisation des solutions, deux échantillons sont prélevés dans chaque objet test. Ces échantillons sont pesés et leur concentration radioactive est mesurée avec un compteur gamma étalonné ;
- s'il n'y a pas compteur gamma étalonné, l'activité totale de la seringue est mesurée à l'aide d'une chambre d'ionisation (activimètre) avant et après insertion de la solution dans les objets test. La concentration radioactive de la solution emplissant les objets test est déduite en divisant par leur volume.

Les horloges des consoles d'acquisition et de traitement, ainsi que celles des appareils de mesure de la radioactivité (tels que les activimètres), doivent être synchronisées. Les unités de mesure doivent être homogènes.

On recommande de mesurer les performances du système juste après la mesure de l'efficacité de détection et l'étalonnage du tomographe. En cas de changement, la version du matériel remplacé ou du logiciel mis à jour doit être identifiée sur le compte-rendu des mesures.

Le radionucléide utilisé pour tous les tests est le ^{18}F .

Pour tous les tests, sauf indication contraire, on utilise les mêmes paramètres d'acquisition, de correction et de reconstruction que ceux retenus pour les examens de routine clinique.

2.2. Résolution spatiale

2.2.1. But

La résolution spatiale du système caractérise sa capacité à distinguer dans l'image reconstruite deux points voisins. Le but du protocole est de déterminer quantitativement cette grandeur par la mesure de la largeur de la réponse impulsionnelle du système. On mesure la largeur à deux hauteurs différentes de la réponse impulsionnelle : à la moitié (LMH) et à un dixième (LDH) de sa valeur maximum.

2.2.2. Principe

La résolution spatiale dépend du milieu diffusant, de l'échantillonnage du sinogramme et de la technique de reconstruction. La réponse impulsionnelle intrinsèque du système est mesurée en l'absence de milieu diffusant, avec une source pseudo-ponctuelle placée dans l'air et reconstruite par rétroprojection filtrée, en appliquant un filtre rampe avec une fréquence de coupure égale à 0,5 cycle/pixel. La résolution spatiale intrinsèque représente le cas le plus favorable et n'est pas représentative de la routine clinique. Dans notre cas, on mesure la résolution spatiale du système dans l'image reconstruite en utilisant l'algorithme de reconstruction utilisé en routine clinique.

La largeur de la réponse impulsionnelle est mesurée suivant trois axes orthogonaux : un axe radial, un axe tangentiel dans le plan transverse du tomographe et un axe suivant la direction axiale du tomographe. Les valeurs de la largeur dépendent de la position de la source pseudo-ponctuelle, en particulier de sa position radiale et, dans le cas d'acquisitions 3D, de sa position axiale. La résolution spatiale est donc mesurée pour deux positions axiales (au centre et à un quart du champ de vue axial) et deux positions radiales (1 cm et 15 cm) différentes.

2.2.3. Matériel

Objets test

La source pseudo-ponctuelle doit être de taille inférieure ou égale à 1 mm dans toutes les directions.

- ☞ On peut utiliser à cet effet un capillaire en verre d'un diamètre interne de 1 mm et d'un diamètre externe de 2 mm dans lequel on a introduit une goutte d'une solution aqueuse de ^{18}F d'une longueur inférieure à 1 mm. Après insertion, le tube doit être fermé hermétiquement aux deux extrémités, par exemple avec de la pâte à hématocrite. Il est recommandé de s'entraîner à la préparation de la source avec une solution non radioactive.

Radionucléide et activité

Étant donné que le parcours moyen du positon dans l'eau dépend de la nature du radionucléide, on utilise du ^{18}F . L'activité de la source doit être telle que la perte due au temps mort n'excède pas 5 % et que le taux de coïncidences fortuites n'excède pas 5 % du taux de coïncidences totales.

- ☞ Cette limite peut ne pas être accessible sur certains systèmes du fait du bruit de fond associé au cristal ou à la présence d'une source radioactive de transmission même en position de stockage.
- ☞ On recommande d'utiliser une solution radioactive de concentration minimale égale à 250 MBq/ml.

2.2.4. Acquisition

On mesure la résolution spatiale pour les quatre positions spatiales décrites dans le Tableau 2.1 et représentées schématiquement à la Figure 2.1. On peut utiliser plusieurs sources lors d'une même acquisition et les placer, par exemple, sur une règle graduée en centimètre (voir Figure 2.2). Dans ce cas, le même nombre de coïncidences doit être acquis pour chaque source.

Positions	1	2	3	4
x [cm]	1	15	1	15
y [cm]	0	0	0	0
z [cm]	$\frac{1}{2}$ CdVA	$\frac{1}{2}$ CdVA	$\frac{1}{4}$ CdVA	$\frac{1}{4}$ CdVA

Tableau 2.1 : Positions (x,y,z) des sources pseudo-punctuelles pour la mesure de la résolution spatiale le long des axes X,Y et Z. La position selon l'axe Z est décrite en fonction de la taille du champ de vue axial (CdVA).

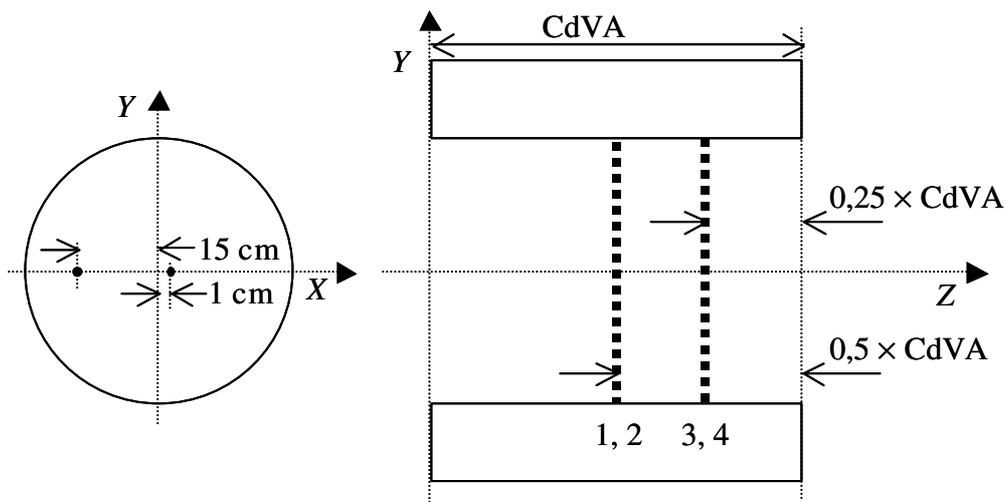


Figure 2.1 : Positions des sources pseudo-punctuelles pour la mesure de la résolution spatiale.

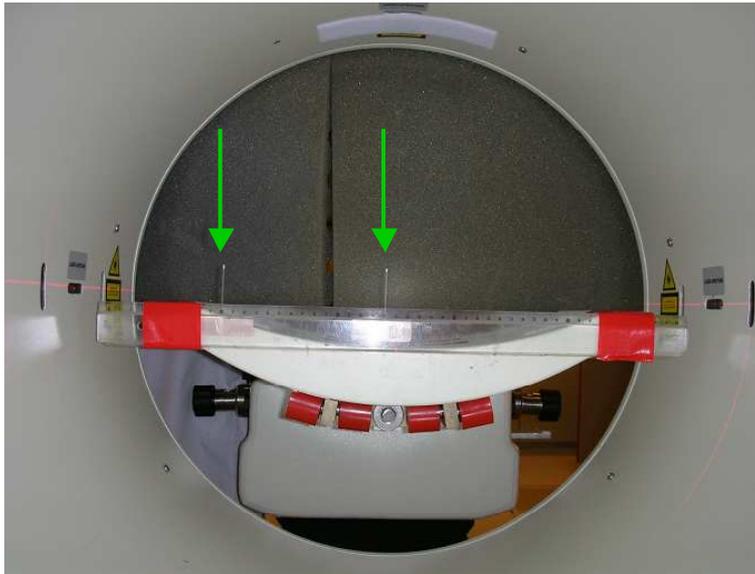


Figure 2.2 : Mesure de la résolution spatiale. Deux capillaires ont été fixés sur une règle en plastique pour les positions $x = 1$ cm et $x = 15$ cm (repérés sur la photo par des flèches vertes) afin de mesurer simultanément les positions 1 et 2 ou 3 et 4.

L'acquisition est réalisée avec les mêmes paramètres que ceux utilisés en routine clinique. Pour chaque réponse impulsionnelle, un minimum de cent mille événements doit être acquis.

2.2.5. Corrections et reconstruction des images

Les données acquises sont normalisées et corrigées du temps mort et des coïncidences fortuites. Elles ne sont corrigées ni des coïncidences diffusées, ni de l'atténuation lorsque le système le permet. Les mêmes paramètres de reconstruction et de lissage des images que ceux utilisés en routine clinique sont employés.

- ☞ Pour améliorer la précision des calculs, il est néanmoins recommandé d'appliquer lors de la reconstruction de l'image (ou à défaut lors de l'acquisition) un zoom centré sur chacune des sources pseudo ponctuelles de telle manière que la taille du voxel dans l'image reconstruite soit inférieure à un tiers de la largeur à mi-hauteur de la réponse impulsionnelle. Alternativement, on peut également diminuer la taille du voxel en reconstruisant une matrice image de taille transverse plus grande (par exemple, 256×256 ou 512×512 en lieu et place de 128×128).
- ☞ Pour certains systèmes, l'utilisation de voxels dont la taille est inférieure à la taille standard ne permet pas de couvrir l'ensemble du champ de vue transverse. Dans ce cas, on peut être amené à réduire la distance radiale des positions 2 et 4 afin qu'elles soient bien incluses dans le champ de vue réduit.
- ☞ Sur la plupart des systèmes, il n'est pas possible de changer la taille du voxel image suivant la direction Z. La valeur mesurée de la résolution va alors dépendre de la localisation axiale de la source pseudo-ponctuelle par rapport à l'anneau de détection. Il est alors recommandé de répéter la mesure en déplaçant les sources de plus ou moins 1 mm suivant la direction axiale et de sélectionner pour l'analyse le profil axial le plus symétrique.

2.2.6. Traitement des données

Des profils unidimensionnels dans les trois directions orthogonales X , Y et Z sont formés à travers le voxel d'intensité maximum des images reconstruites des sources pseudo ponctuelles. Afin de réduire la variabilité des mesures, la largeur des profils suivant les directions orthogonales à la direction de mesure n'est pas d'un seul voxel, mais de deux fois la largeur à mi-hauteur attendue. Ainsi, le profil suivant la direction X est donné par :

$$profil_X [x] = \sum_{y=y_{\max}-LMH_y}^{y_{\max}+LMH_y} \sum_{z=z_{\max}-LMH_z}^{z_{\max}+LMH_z} image[x, y, z], \quad \text{Équation 2-1}$$

où $\langle x_{\max}, y_{\max}, z_{\max} \rangle$ est le voxel de l'image du point d'intensité maximum et LMH est la largeur à mi-hauteur de la réponse impulsionnelle exprimée en unité de taille de voxel.

Pour chaque profil, on détermine la valeur maximum par interpolation quadratique en utilisant la valeur p_1 du point pic et celles p_0 et p_2 de ses deux points plus proches voisins (voir Figure 2.3). La valeur du maximum est alors donnée par la formule suivante :

$$\max = p_1 + \frac{(p_2 - p_0)^2}{8 \cdot (2 \cdot p_1 - p_0 - p_2)}. \quad \text{Équation 2-2}$$

Les largeurs à mi-hauteur (LMH) et à un dixième du maximum (LDH) des trois profils de la réponse impulsionnelle du système sont déterminées par interpolation linéaire entre deux pixels adjacents à la moitié et à un dixième de la valeur du maximum (voir Figure 2.4). Les valeurs de largeur sont rapportées en millimètre.

On détermine précisément l'emplacement des quatre positions mesurées. Pour cela, on détermine la position du centre de masse de la source pseudo-ponctuelle dans l'image reconstruite. Pour déterminer le centre de masse, seuls sont pris en compte les pixels dont l'intensité est supérieure à 5 % de celle du pixel d'intensité maximum (p_1). Les valeurs de position suivant les trois directions de l'espace sont rapportées en millimètre, par rapport au centre du champ de vue de la caméra.

Si plusieurs positions sont acquises simultanément, le calcul des largeurs de profil et de centre de masse s'effectue uniquement au voisinage de la source considérée.

Dans le programme `reso.c`, un exemple de code écrit en C pour le calcul de la résolution spatiale est présenté.

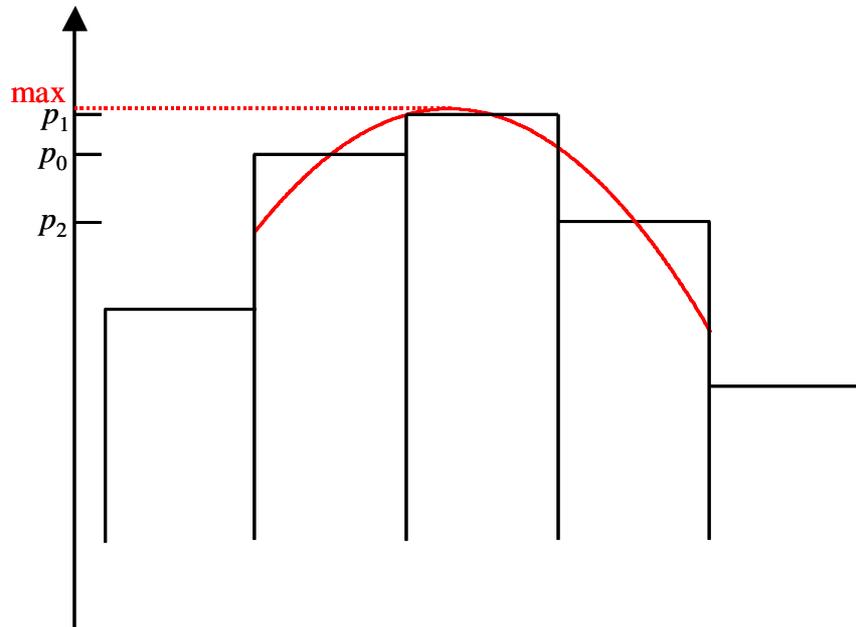


Figure 2.3 : Détermination du maximum du profil par interpolation quadratique en utilisant la valeur p_1 du point pic du profil et celles p_0 et p_2 de ses deux points plus proches voisins.

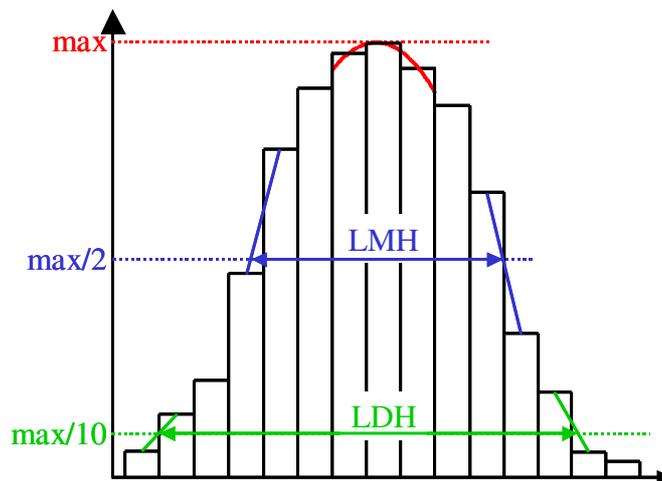


Figure 2.4 : Détermination des largeurs à mi-hauteur et à un dixième du maximum du profil par interpolation linéaire entre pixels adjacents.

2.2.7. Rapport des résultats

On consigne dans le Tableau 2.2 les résolutions radiales, tangentielles et axiales pour les quatre positions mesurées, leur position précise par rapport au centre du champ de vue de la caméra, ainsi que les paramètres pertinents d'acquisition et de reconstruction de l'image.

Date de la mesure					
Mode et paramètres d'acquisition					
Échantillonnage et taille du sinogramme					
Version du logiciel de reconstruction de l'image					
Algorithme de reconstruction					
Paramètres de reconstruction (filtre d'apodisation/lissage et fréquence de coupure si analytique ; nombre d'itérations/sous-ensembles et lissage si itératif)					
Taille voxels de l'image suivant les trois axes X, Y et Z			 × × mm ³	
	Positions	1	2	3	4
Concentration radioactive [MBq/ml]					
Nombre coïnc. totales [Mcoups]					
Nombre coïnc. fortuites [Mcoups]					
Temps mort %					
Position suivant X [mm]					
Position suivant Y [mm]					
Position suivant Z [mm]					
Résolution radiale	LMH _X [mm]				
	LDH _X [mm]				
Résolution tangentielle	LMH _Y [mm]				
	LDH _Y [mm]				
Résolution axiale	LMH _Z [mm]				
	LDH _Z [mm]				

Tableau 2.2 : Rapport synthétique des résultats pour la mesure de la résolution spatiale.

2.2.8. Fréquence

Recette, une fois par an et à chaque mise à jour logicielle affectant la reconstruction.

2.3. Fraction de coïncidences diffusées

La mesure de la fraction de coïncidences diffusées, quelque soit le protocole retenu (NEMA ou IEC), requiert un traitement au niveau du sinogramme. La méthode de mesure proposée n'échappe pas à cette règle. Si l'utilisateur ne peut réaliser ce test, la mesure du taux de comptage (2.4) pourra tout de même être réalisée.

2.3.1. But

Le but est de mesurer la contribution relative des coïncidences diffusées dans une configuration représentative des acquisitions cliniques au niveau du tronc. En particulier, l'effet de l'activité présente en dehors du champ de vue est prise en compte. Cette contribution des coïncidences diffusées est exprimée par la fraction de diffusé

$$FD = \frac{T_d}{T_v}, \quad \text{Équation 2-3}$$

où T_v est le taux de coïncidences vraies (diffusées et non diffusées) et T_d le taux de coïncidences vraies diffusées. Cette fraction est calculée pour chaque plan de coupe z (FD_z) et globalement pour le système (FD_S).

La fraction de diffusé dépend de l'exactitude de l'étalonnage en énergie des détecteurs et de la résolution en énergie du système. Pour cette raison, il est important de vérifier l'étalonnage en énergie des détecteurs préalablement à la mesure.

2.3.2. Principe

Deux objets test mis bout à bout dans la direction axiale sont utilisés. Le premier, de forme cylindrique, est centré dans le champ de vue du tomographe et le second simule l'effet de l'activité en dehors du champ de vue.

- ☞ Les mêmes objets test sont utilisés pour les tests « taux de comptage et sensibilité » (§ 2.4) et « exactitude des corrections » (§ 2.5).
- ☞ Il est à noter que ce protocole nécessite un traitement au niveau des sinogrammes.

La première acquisition est centrée au niveau du premier objet test, elle permet de mesurer la distribution des coïncidences diffusées $diff(x_r, \phi, z, \Delta z)$ dans les sinogrammes des coïncidences vraies $vrai(x_r, \phi, z, \Delta z)$. On choisit de travailler uniquement les sinogrammes droits et quasi-droits ($|\Delta z| < 2$), non normalisés. Pour s'affranchir des effets de l'absence de normalisation, les sinogrammes sont sommés suivant tous les angles azimutaux ϕ . Si toutefois les sinogrammes devaient être normalisés, cela n'invalide pas la méthode de mesure des coïncidences diffusées.

La méthode est fondée sur l'hypothèse que l'on peut séparer la contribution du diffusé en une composante radiale $diff_{\perp}(x_r)$ et une composante axiale $diff_{\parallel}(z)$ selon :

$$\sum_{\phi} diff(x_r, \phi, z, |\Delta z| < 2) = diff_{\perp}(x_r) \times diff_{\parallel}(z). \quad \text{Équation 2-4}$$

Cette hypothèse implique que la composante radiale $diff_{\perp}(x_r)$ représente la distribution spatiale du rayonnement diffusé dans le plan transverse et n'est pas modifiée suivant le plan de coupe

z. La composante axiale $diff_{\parallel}(z)$ représente l'amplitude de la composante radiale selon le plan de coupe z.

La distribution $diff_{\perp}(x_r)$ est estimée dans l'intervalle I séparant les deux objets test. En raison de l'absence d'activité dans cet intervalle, les coïncidences vraies mesurées dans l'intervalle I ne peuvent provenir que de coïncidences diffusées :

$$vrai(x_r, \phi, z \in I, |\Delta z| < 2) = diff(x_r, \phi, z \in I, |\Delta z| < 2). \quad \text{Équation 2-5}$$

À cet effet, on réalise une seconde acquisition centrée sur l'intervalle I séparant les deux objets (voir Figure 2.5).

Pour déterminer l'amplitude $diff_{\parallel}(z)$ de $diff_{\perp}(x_r)$ au niveau du premier objet test, on ajuste, plan de coupe par plan de coupe, l'amplitude de la distribution $diff_{\perp}(x_r)$ sur les positions radiales du sinogramme des coïncidences vraies situées en dehors de l'objet test ($x_r \in Q$, voir Figure 2.6)

$$\sum_{\phi} vrai(x_r \in Q, \phi, z, |\Delta z| < 2) = diff_{\parallel}(z) \times diff_{\perp}(x_r \in Q). \quad \text{Équation 2-6}$$

La fraction de diffusé est alors donnée par :

$$FD_z = diff_{\parallel}(z) \times \frac{\sum_{x_r} diff_{\perp}(x_r)}{\sum_{\phi, x_r} vrai_1(x_r, \phi, z, |\Delta z| < 2)}. \quad \text{Équation 2-7}$$

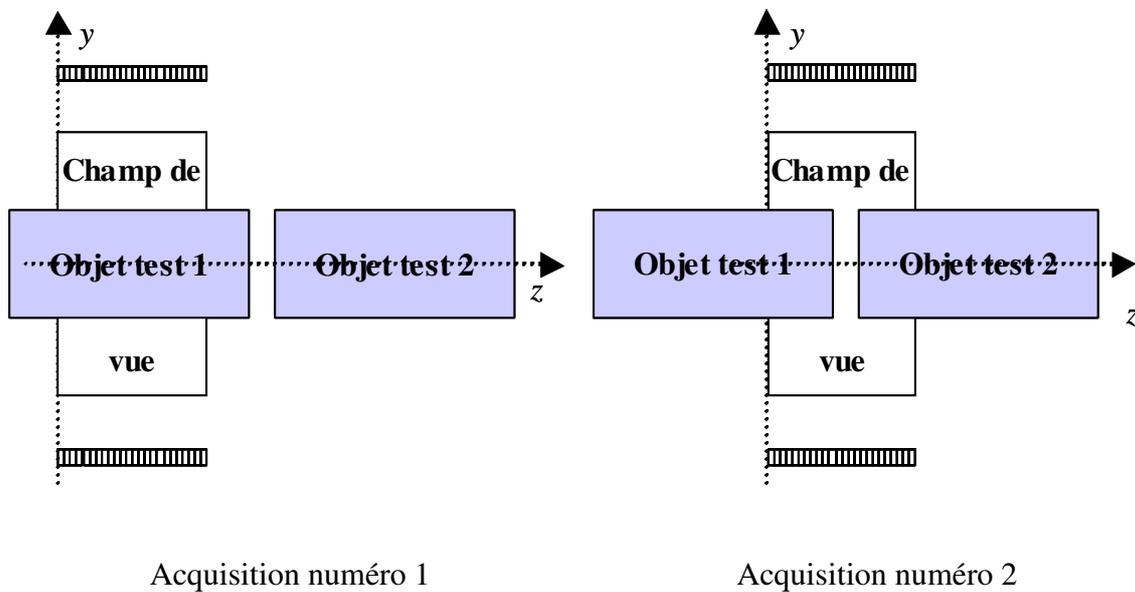


Figure 2.5 : Positions des objets test par rapport au champ de vue du tomographe.

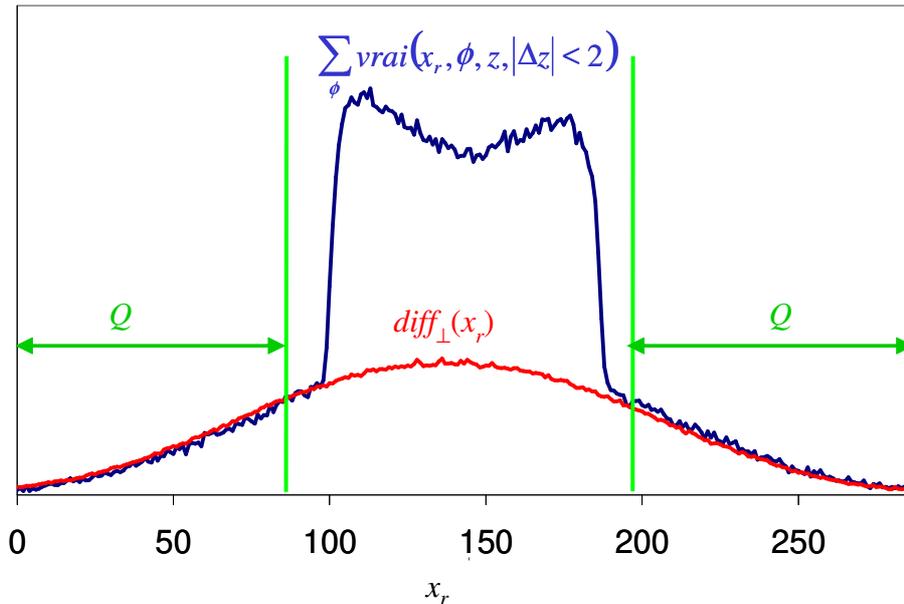


Figure 2.6 : Détermination de l'amplitude des coïncidences diffusées $diff_{\perp}(x_r)$ par ajustement sur les queues de la distribution (Q) des coïncidences vraies pour un plan de coupe donné.

2.3.3. Matériel

Objets test

On utilise deux objets test remplis d'une solution radioactive uniforme. Le premier objet test doit être un cylindre creux de section circulaire, d'un rayon de 10 cm et de hauteur supérieure au champ de vue axial de la caméra. Le second objet test permet de simuler la présence d'activité en dehors du champ ; ses dimensions sont telles que son volume interne est du même ordre de grandeur que le premier objet test.

- ☞ L'objet test « thoracique » du protocole qualité d'image (section 2.6.3) convient parfaitement pour le second objet test.

Radionucléide et activité

On emploie le ^{18}F .

Les concentrations radioactives au sein des 2 objets test sont identiques et telles que le taux de coïncidences fortuites soit inférieur à 5 %.

- ☞ Cette limite peut ne pas être accessible sur certains systèmes du fait du bruit de fond associé au cristal ou à la présence d'une source radioactive de transmission en position de stockage.
- ☞ La concentration radioactive nécessaire peut se déduire des mesures de taux de comptage et sensibilité (protocole 2.4).

2.3.4. Acquisition

Le premier 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. Le second est directement positionné dans son prolongement axial, du côté avant du tomographe (voir Figure 2.7); la distance I séparant

les 2 milieux radioactifs doit être comprise entre 4 et 6 cm. Cette configuration doit être identique à celle du protocole 2.4 de mesure des taux de comptage.

On réalise deux acquisitions : une première centrée sur le premier objet test et une seconde centrée sur l'espace séparant les deux objets test (voir Figure 2.5). L'acquisition numéro 1, centrée sur le premier objet test, correspond à la dernière acquisition du protocole 2.4, soit celle de deux heures. L'acquisition numéro 2 centrée sur l'espace séparant les deux objets test peut être réalisée juste avant, pour une durée de 15 minutes. Il est alors important de repositionner ensuite le lit exactement dans sa position initiale. Si l'on réalise l'acquisition numéro 2 après l'acquisition numéro 1, sa durée sera alors de 30 minutes. L'enchaînement des diverses acquisitions pour les protocoles 2.3, 2.4 et 2.5 est résumé à la Figure 2.9.

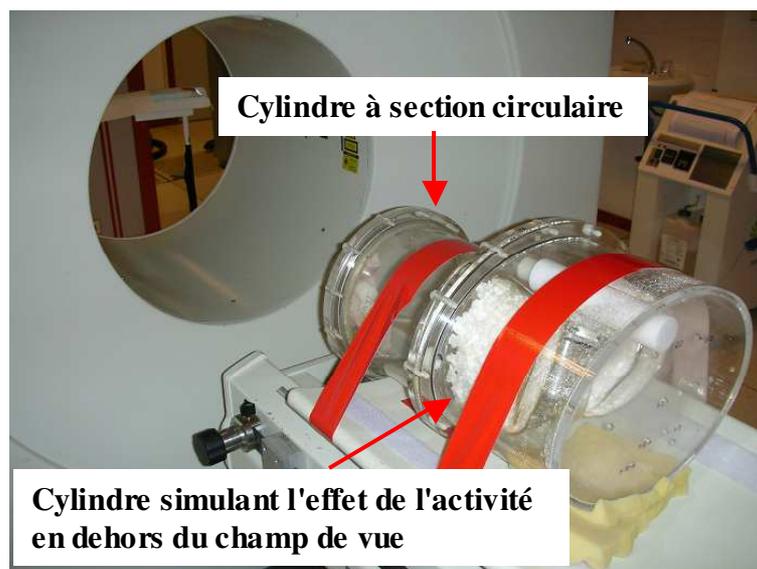


Figure 2.7 : Exemple de mise en place des objets test pour la mesure de la fraction de coïncidences diffusées, ainsi que pour la mesure du taux de comptage et sensibilité (protocole 2.4).

2.3.5. Corrections et reconstruction des images

Les données enregistrées sont uniquement corrigées des coïncidences fortuites. Aucune normalisation ne doit être appliquée aux sinogrammes. Par contre, si le système ne permet d'accéder que à des sinogrammes normalisés, alors ceux-ci seront utilisés pour le calcul de la fraction de coïncidences diffusées.

2.3.6. Traitement des données

Pour chacune des deux acquisitions, les sinogrammes droits et quasi-droits des coïncidences vraies sont sommés suivant tous les angles azimutaux ϕ .

On estime $diff_{\perp}(x_r)$ à partir des coïncidences vraies mesurées entre les deux objets test lors de l'acquisition numéro 2. La position médiane selon z de l'intervalle entre les deux objets test z_I correspond au minimum de :

$$\sum_{x_r} vrai_2(x_r, z). \quad \text{Équation 2-8}$$

$diff_{\perp}(x_r)$ est obtenu par sommation sur les plans de coupe à +/- 1 cm autour de z_I

$$diff_{\perp}(x_r) = \sum_{z=z_I-1}^{z=z_I+1} vrai_2(x_r, z), \quad \text{Équation 2-9}$$

où la position le long de z est exprimée en cm.

Sur l'acquisition numéro 1, on détermine la position radiale du centre du cylindre par calcul du centre de masse :

$$r_{cyl}(z) = \frac{\sum_{x_r} x_r \cdot vrai_1(x_r, z)}{\sum_{x_r} vrai_1(x_r, z)}. \quad \text{Équation 2-10}$$

L'ajustement de l'amplitude $diff_{\parallel}(z)$ de $diff_{\perp}(x_r)$ s'effectue sur la queue de la distribution des coïncidences vraies situées à plus de 15 cm du centre du cylindre $r_{cyl}(z)$ (Zone Q sur la Figure 2.6) :

$$diff_{\parallel}(z) = \frac{\sum_{x_r < r_{cyl}(z)-15} vrai_1(x_r, z) + \sum_{x_r > r_{cyl}(z)+15} vrai_1(x_r, z)}{\sum_{x_r < r_{cyl}(z)-15} diff_{\perp}(x_r) + \sum_{x_r > r_{cyl}(z)+15} diff_{\perp}(x_r)}. \quad \text{Équation 2-11}$$

où la position le long de x_r est exprimée en cm.

On vérifie visuellement, pour quelques plans de coupe uniformément répartis dans le champ de vue, la qualité de l'ajustement. La fraction de coïncidences diffusées est alors donnée pour chaque plan de coupe z par

$$FD_z = diff_{\parallel}(z) \times \frac{\sum_{x_r} diff_{\perp}(x_r)}{\sum_{x_r} vrai_1(x_r, z)} \quad \text{Équation 2-12}$$

et pour le système par

$$FD_S = \frac{\sum_{x_r, z} diff_{\parallel}(z) \times diff_{\perp}(x_r)}{\sum_{x_r, z} vrai_1(x_r, z)}. \quad \text{Équation 2-13}$$

Dans le programme `fd.c`, un exemple de code écrit en C pour le calcul de la fraction de coïncidences diffusées est présenté.

2.3.7. Rapport des résultats

On consigne dans le Tableau 2.3 la fraction de coïncidences diffusées globale du système, la courbe de la fraction de coïncidences diffusées en fonction du plan de coupe, ainsi que les paramètres pertinents d'acquisition et d'estimation des coïncidences diffusées.

Date de la mesure		
Mode et paramètres d'acquisition		
Échantillonnage et taille du sinogramme		
Distance séparant les deux objets test [cm]		
Acquisition numéro	1	2
Concentration radioactive objet test 1 [kBq/ml]		
Concentration radioactive objet test 2 [kBq/ml]		
Nombre coïncidences totales [Mcoups]		
Nombre coïncidences fortuites [Mcoups]		
Temps mort [%]		
Plan de coupe médian z_I pour seconde acquisition		
Profil $diff_{\perp}(x_r)$	sur feuille annexe	
Profils $\sum_{x_r, z} diff_{\parallel}(z) \times diff_{\perp}(x_r)$ et $\sum_{x_r, z} vrai_1(x_r, z)$ superposés	sur feuille annexe	
Courbe FD_z	sur feuille annexe	
Fraction de coïncidences diffusées du système FD_s [%]		

Tableau 2.3 : Rapport synthétique des résultats pour la mesure de la fraction de coïncidences diffusées.

2.3.8. Fréquence

Recette, une fois par an (en conjonction avec les protocoles 2.4 « taux de comptage » et 2.5 « exactitude des corrections ») et à chaque changement de matériel pouvant affecter la fraction de coïncidences diffusées.

2.4. Taux de comptage et sensibilité

2.4.1. But

Les taux de comptage et la sensibilité 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 et la sensibilité varient avec les conditions d'environnement du tomographe (telles que la température des détecteurs) 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 vraies 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 ;
- déterminer la plage de linéarité des taux de coïncidences vraies et diffusées en fonction de la concentration radioactive dans l'objet test ;
- déterminer le taux de coïncidences vraies maximum que peut restituer le tomographe et la concentration radioactive correspondante dans l'objet test ;
- évaluer le temps mort de l'ensemble de détection en fonction de la concentration radioactive dans le champ de vue du tomographe ;
- calculer à partir de la mesure des coïncidences vraies, fortuites et de l'évaluation de la fraction de coïncidences diffusées dans l'objet test, l'indice de rapport signal sur bruit dans les projections, NECR (*Noise Equivalent Count Rate*) ;
- mesurer la sensibilité du tomographe dans la géométrie d'acquisition proposée. La sensibilité est définie comme le nombre de coïncidences vraies par unité de temps et par unité de concentration radioactive évaluée en l'absence de temps mort du tomographe. On considère que, sur les tomographes actuels, la plage de fonctionnement en l'absence de temps mort est atteinte lorsque le rapport entre les coïncidences fortuites et les coïncidences vraies est inférieur à 10 %. Cependant, sur certains tomographes (par exemple les tomographes LSO), cette limite ne peut être atteinte. Dans ce cas, la sensibilité est mesurée lorsque le rapport entre les coïncidences fortuites et vraies est voisin de 15 %.

2.4.2. Principe

Cette mesure permet d'évaluer les capacités de comptage du tomographe, dans une géométrie d'acquisition proche de celle des examens corps entiers, pour une large gamme de concentrations radioactives dans l'objet test. Pour cela, une mesure précise et indépendante de la concentration radioactive dans l'objet test doit être réalisée. L'évaluation de la fraction de coïncidences diffusées pour cette mesure est décrite au protocole 2.3.

2.4.3. Matériel

Objets test

Deux objets test remplis d'une solution radioactive uniforme sont utilisés. Le premier objet test est un cylindre creux de section circulaire de 10 cm de rayon et de hauteur supérieure à la longueur du champ de vue axial de la caméra. Le second objet test permet de simuler l'effet de la présence d'activité en dehors du champ sur le taux de coïncidences fortuites et diffusées ; ses dimensions sont telles que son volume interne est du même ordre de grandeur que celui du premier objet test. Les objets test utilisés doivent être les mêmes que pour la mesure de la fraction de coïncidences diffusées (section 2.3.3).

- ☞ L'objet test « thoracique » du protocole qualité d'image (section 2.6.3) convient parfaitement pour le second objet test.

Radionucléide et activité

Les deux objets seront remplis d'une solution homogène de ^{18}F .

La concentration radioactive dans l'objet test placé en dehors du champ de vue est la même que celle de l'objet test dans le champ de vue du tomographe. La concentration radioactive initiale dans les deux objets test est telle que le taux de coïncidences fortuites est égal au taux de coïncidences vraies.

- ☞ Pour une acquisition en mode 2D, ce seuil ne peut être atteint. La concentration radioactive initiale est alors identique à celle utilisée pour une acquisition en mode 3D.

Il est important de connaître précisément la concentration d'activité dans les objets test.

- ☞ Il faut disposer d'une activité minimale de 500 MBq au départ des acquisitions.

2.4.4. Acquisition

L'acquisition est couplée à la mesure de la fraction de diffusées (protocole 2.3.4). Le premier 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. Le second est directement positionné dans son prolongement axial, du côté avant du tomographe (voir Figure 2.8). La distance séparant les 2 milieux radioactifs doit être comprise entre 4 et 6 cm, afin de permettre la mesure de la distribution des coïncidences diffusées selon le protocole 2.3. Cette mesure peut également être couplée à la mesure de vérification de l'exactitude des corrections décrite au protocole 2.5. Dans ce cas, des acquisitions de transmission devront être également effectuées.



Figure 2.8 : Mise en place des objets test pour la mesure des taux de comptage. Le cylindre à section circulaire est centré sur le champ de vue du tomographe. Le second objet test est placé du côté avant de la caméra.

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.

Des acquisitions de 15 minutes chacune sont réalisées pendant 4 ou 5 périodes de décroissance de l'isotope toutes les 30 minutes. Les acquisitions sont prolongées ou stoppées de telle manière que la dernière acquisition soit réalisée à un instant tel que le rapport entre le taux de coïncidences fortuites et le taux de coïncidences vraies soit voisin de 10 %. S'il n'est pas possible d'atteindre ce point, la dernière acquisition est réalisée après 4 ou 5 périodes de décroissance de l'isotope. Pour chacune des acquisitions, le taux de coïncidences totales et le taux de coïncidences retardées sont relevés. Si les coïncidences retardées ne sont pas mesurées, les paramètres utiles pour l'évaluation du taux de coïncidences fortuites sont relevés lors de chacune des acquisitions (cf. § 1.3.2).

Après la dernière acquisition de 15 minutes, une acquisition supplémentaire de deux heures est réalisée. Elle est utilisée pour évaluer la sensibilité du tomographe et calculer la fraction de coïncidences diffusées (acquisition numéro 1 du protocole 2.3).

- ☞ Suivant la description du protocole 2.3, il convient de réaliser, avant ou après l'acquisition de deux heures, une acquisition supplémentaire en décalant les objets test suivant l'axe du tomographe (acquisition numéro 2 du protocole 2.3).

La Figure 2.9 résume l'ensemble des acquisitions à réaliser pour les protocoles 2.3, 2.4 et 2.5.

- Émission 15 minutes (protocoles 2.4 et 2.5)
- Transmission, durée suivant protocole clinique (protocole 2.5)
- Émission 15 minutes, objets-test décalés (protocole 2.3)
- Émission 2 heures (protocoles 2.3, 2.4 et 2.5)
- Transmission 30 minutes pour systèmes TEP seul (protocole 2.5)

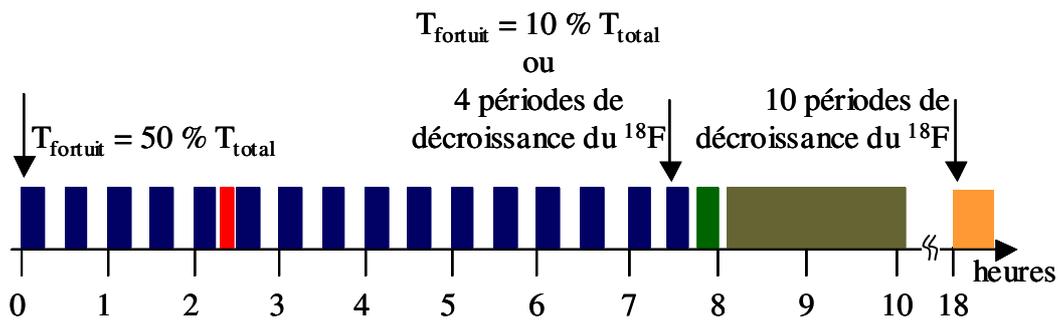


Figure 2.9 : Déroulement de l'ensemble des acquisitions pour les protocoles Fraction de coïncidences diffusées (2.3), Taux de comptage et sensibilité (2.4) et Exactitude des corrections (2.5).

2.4.5. Corrections et reconstruction des images

Il n'est pas nécessaire de corriger et de reconstruire les images pour l'analyse de ces données. La mesure et les valeurs obtenues à l'aide de la méthodologie décrite au protocole 2.3 sont utilisées pour le calcul du taux de coïncidences diffusées.

2.4.6. Traitement des données

Report des coïncidences vraies, diffusées, fortuites et du NECR en fonction de l'activité réelle dans l'objet test

Pour chaque acquisition i de 15 minutes, la concentration d'activité effective au début de celle-ci est donnée par

$$A_i = A_0 e^{-\left(\frac{\ln 2 \cdot (t_i - t_0)}{109,8}\right)} \left[\frac{\text{Bq}}{\text{ml}} \right] \quad \text{Équation 2-14}$$

où A_0 est la mesure de référence de la concentration d'activité mesurée à l'instant t_0 et $(t_i - t_0)$ le délai écoulé jusqu'au début de l'acquisition i . Les temps t_0 et t_i sont exprimés en minute. La période de demi-vie du ^{18}F vaut 109,8 minutes. Pour chacune de ces acquisitions, le taux de coïncidences fortuites T_f est soustrait au taux de coïncidences totales T_{tot} , pour obtenir le taux de coïncidences vraies T_v .

À l'aide de l'acquisition supplémentaire de deux heures, la fraction de coïncidences diffusées dans l'objet test FD_S est calculée selon la méthode décrite au protocole 2.3. Si ce test n'a pu

être réalisé, on ne différenciera pas les coïncidences vraies diffusées des non diffusées et une valeur de 0 sera attribuée à FD_S .

À partir de la fraction de coïncidences diffusées, le taux de coïncidences vraies non diffusées T_{vnd} est calculé pour chaque acquisition de 15 minutes selon la formule

$$T_{vnd} = T_v \cdot (1 - FD_S) \quad \text{Équation 2-15}$$

ainsi que l'indice $NECR$ suivant la formule

$$NECR = \frac{T_{vnd}^2}{T_{tot}} \quad \text{Équation 2-16}$$

Les graphiques du taux de coïncidences vraies (T_v), diffusées ($T_v \cdot FD_S$) et fortuites (T_f) ainsi que le $NECR$ sont tracés en fonction de l'activité réelle A_i insérée dans le cylindre. La valeur maximale du taux de coïncidences vraies et du $NECR$ ainsi que les valeurs de concentrations radioactives correspondantes sont reportées.

Sensibilité

L'acquisition supplémentaire de deux heures est utilisée pour le calcul de la sensibilité du tomographe. La concentration radioactive au début de l'acquisition est donnée par :

$$A_{2h} = A_0 e^{-\frac{\ln 2 \cdot (t_{2h} - t_0)}{109,8}} \left[\frac{\text{Bq}}{\text{ml}} \right] \quad \text{Équation 2-17}$$

où A_0 est la mesure de référence de la concentration d'activité mesurée à l'instant t_0 et $(t_{2h} - t_0)$ le délai écoulé jusqu'au début de l'acquisition. Les temps sont exprimés en minute.

Le taux de coïncidences fortuites T_f est soustrait au taux de coïncidences totales T_{tot} , pour obtenir le taux de coïncidences vraies T_v . La sensibilité du tomographe corrigée de la décroissance radioactive survenue durant l'acquisition de 2 heures est donnée par :

$$\frac{T_v}{A_{2h}} \cdot \frac{\frac{\ln 2}{109,8} \cdot 120}{1 - e^{-\frac{\ln 2}{109,8} \cdot 120}}, \quad \text{Équation 2-18}$$

les temps étant exprimés en minute, T_v en coups/s et A_{2h} en Bq/ml.

2.4.7. Rapport des résultats

On consigne dans le Tableau 2.4 les courbes de taux de comptage en fonction de l'activité, la sensibilité du système, ainsi que les paramètres pertinents d'acquisition et de calcul des figures de mérite.

Date de la mesure		
Mode et paramètres d'acquisition		
Échantillonnage et taille du sinogramme		
Distance séparant les deux objets test [cm]		
Objet test numéro	1	2
Volume [ml]		
Instant t_0 de la mesure de l'activité		
Activité totale à l'instant t_0 [MBq]		
Concentration d'activité A_0 à l'instant t_0 [kBq/ml]		
Fraction de coïncidences diffusées du système FD_s %		
Pour chaque acquisition de 15 minutes		
Début de l'acquisition	feuille annexe	
Concentration d'activité du premier objet test au début de l'acquisition [kBq/ml]	feuille annexe	
Taux T_{tot} [coups/s]	feuille annexe	
Taux T_f [coups/s]	feuille annexe	
Taux $NECR$ [coups/s]	feuille annexe	
Valeur maximum de T_v [coups/s]		
Concentration d'activité dans premier objet test au maximum de T_v [kBq/ml]		
Valeur maximum de $NECR$ [coups/s]		
Concentration d'activité dans premier objet test au maximum de $NECR$ [kBq/ml]		
Pour l'acquisition de 2 heures		
Début de l'acquisition		
Concentration d'activité du premier objet test au début de l'acquisition [kBq/ml]		
Taux T_{tot} [coups/s]		
Taux T_f [coups/s]		
Sensibilité du système [(coups·ml)/(s·Bq)]		

Tableau 2.4 : Rapport synthétique des résultats pour la mesure des taux de comptage et de la sensibilité.

2.4.8. Fréquence

Recette, une fois par an (en conjonction avec les protocole 2.3 « fraction de coïncidences diffusées » et 2.5 « exactitude des corrections ») et après tout changement majeur des détecteurs et/ou de l'électronique d'acquisition.

2.5. Exactitude des corrections

2.5.1. But

L'objectif de ce test est d'évaluer la précision des corrections qui sont apportées aux données acquises. Ces corrections conduisent en effet à l'obtention d'images quantifiées en unité de concentration radioactive et finalement en unité de *Standardized Uptake Value* (SUV) .

2.5.2. Principe

L'ensemble des corrections appliquées aux images avant ou au cours de la reconstruction (corrections pour l'enregistrement des coïncidences fortuites, pour la diffusion Compton des photons dans le patient et le détecteur, correction pour l'atténuation des photons dans le patient, correction de temps mort, normalisation et correction de décroissance radioactive) contribue à l'erreur sur la quantification des images en unité de concentration radioactive. Le choix de l'algorithme de reconstruction et des paramètres de celui-ci influe sur les corrélations entre voxels de l'image.

Le test se déroule dans des conditions d'acquisition proches de celles des examens cliniques. La précision sur la mesure de la concentration radioactive dans les images TEP pour une large gamme de concentrations radioactives est évaluée en utilisant comme référence une mesure indépendante de la dose injectée dans l'objet test réalisée selon le protocole 2.1.

La précision de la restitution du coefficient d'atténuation de l'objet test est réalisée sur la carte des coefficients d'atténuation μ à 511 keV reconstruite à partir des facteurs de correction d'atténuation (FCA). Pour les appareils TEP/TDM, l'objectif est d'évaluer l'exactitude des corrections apportées à la carte mesurée à l'aide du TDM pour la rapporter aux caractéristiques de la TEP (voir paragraphe sur la correction d'atténuation 1.3.5).

Pour les appareils TEP seuls, l'objectif est d'évaluer l'impact sur la valeur des coefficients d'atténuation de la carte finale :

- de la contamination éventuelle due à la présence de radioactivité dans les objets test lors de la mesure des coefficients d'atténuation ;
- de la présence de photons diffusés lors de la mesure des coefficients d'atténuation.

La précision des corrections est évaluée globalement à partir de la linéarité de l'intensité des voxels de l'image reconstruite, exprimée en coups/voxel/seconde, en fonction de la concentration d'activité. L'objectif est de déterminer la plage de linéarité de la mesure de la concentration radioactive mesurée à l'aide de la TEP.

La précision des corrections est également évaluée localement à partir de la mesure d'uniformité de l'image et en absolu par l'écart entre le SUV mesuré dans l'image et le SUV théorique.

Le réglage périodique des détecteurs TEP (gains de tubes photomultiplicateurs, ajustement des paramètres en énergie et en temps des éléments de détection), la mesure de l'efficacité de détection (intrinsèque et géométrique) et l'étalonnage du tomographe en unité de concentration radioactive doivent avoir été réalisés au préalable.

2.5.3. Matériel

Les objets test utilisés, leur remplissage et les conditions de mesure sont les mêmes que ceux qui sont décrits par le protocole 2.4.3.

Objets test

On utilise deux objets test remplis d'une solution radioactive uniforme. Le premier objet test doit être un cylindre creux de section circulaire, d'un rayon de 10 cm et de hauteur supérieure à la longueur axiale du champ de vue de la caméra. Le second objet test permet de simuler l'effet de la présence d'activité en dehors du champ sur le taux de coïncidences fortuites et diffusées ; ses dimensions sont telles que son volume interne est du même ordre de grandeur que le premier objet test.

- ☞ L'objet test « thoracique » du protocole qualité d'image (section 2.6.3) convient parfaitement pour le second objet test.

Radionucléide et activité

Les deux objets seront remplis d'une solution homogène de ^{18}F .

La concentration radioactive dans l'objet test placé en dehors du champ de vue est la même que celle de l'objet test dans le champ de vue du tomographe. La concentration radioactive initiale dans les deux objets test est telle que le taux de coïncidences fortuites soit égal au taux de coïncidences vraies et diffusés.

- ☞ Pour une acquisition en mode 2D, ce seuil ne peut être atteint. La concentration radioactive initiale est alors identique à celle utilisée pour une acquisition en mode 3D.
- ☞ Il faut disposer d'une activité minimale de 500 MBq au départ des acquisitions.

2.5.4. Acquisition

Mesures en émission

L'acquisition des données suit le même schéma que celui qui est décrit au §2.4.4.

Le premier 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. Le second est directement positionné dans son prolongement axial, du côté avant du tomographe (voir Figure 2.8); la distance séparant les 2 milieux radioactifs doit être comprise entre 4 et 6 cm, afin de permettre la mesure de la distribution des coïncidences diffusées suivant le protocole 2.3.

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.

Des acquisitions de 15 minutes chacune sont réalisées pendant 4 ou 5 périodes de décroissance de l'isotope toutes les 30 minutes. Les acquisitions sont prolongées ou stoppées de telle manière que la dernière acquisition soit réalisée à un instant tel que le rapport entre le taux de coïncidences fortuites et le taux de coïncidences vraies est voisin de 10 %. S'il n'est pas possible d'atteindre ce point, on réalise la dernière acquisition après 4 ou 5 périodes de décroissance de l'isotope.

- ☞ Cette mesure peut être couplée à la mesure des taux de comptage décrite au protocole 2.4.

Après la dernière acquisition de 15 minutes, on réalise une acquisition supplémentaire de deux heures afin de mesurer l'uniformité des images reconstruites et s'assurer de la précision de la conversion des images en unité de SUV. Elle doit être suffisamment longue pour comporter des statistiques de comptage suffisantes pour s'affranchir des fluctuations statistiques sur l'uniformité des images reconstruites.

- ☞ Cette mesure peut être couplée à la mesure de sensibilité décrite au protocole 2.4 et la mesure de la fraction de coïncidences diffusées décrite au protocole 2.3 (acquisition numéro 1). Dans ce dernier cas, il convient de réaliser, avant ou après l'acquisition de deux heures, une acquisition supplémentaire centrée sur l'espace séparant les deux objets test (acquisition numéro 2 du protocole 2.3).

Mesure de transmission

Pour les caméras TEP seules (sans TDM), deux mesures de l'atténuation des photons de 511 keV seront acquises :

- une mesure en présence de radioactivité dans les objets test. Elle sera acquise deux heures (une période de décroissance) après le début des acquisitions en émission de 15 minutes, intercalée entre deux acquisitions en émission, pour reproduire les conditions d'acquisition de cette mesure lors des examens cliniques ;
- une mesure sans radioactivité dans l'objet test. Afin de constituer une mesure de référence sans biais lié à la contamination et avec un bruit faible, elle sera acquise pendant 30 minutes au minimum, après avoir laissé décroître l'activité dans l'objet test.

Pour les caméras TEP/TDM, la mesure des coefficients d'atténuation est réalisée à l'aide du TDM dans des conditions d'acquisition identiques à celles des examens cliniques, soit deux heures après le début des acquisitions en émission de 15 minutes.

L'enchaînement des diverses acquisitions pour les protocoles 2.3, 2.4 et 2.5 est résumé à la Figure 2.9.

2.5.5. Corrections et reconstruction des images

Les données de la première série d'acquisitions de 15 minutes sont corrigées et reconstruites suivant le même protocole que celui utilisé en routine clinique. Les images ne sont pas corrigées de la décroissance radioactive survenant entre les acquisitions. L'intensité des voxels s'exprime en coups/voxel/seconde.

Les données de l'acquisition de deux heures sont corrigées de tous les effets et reconstruites en utilisant les mêmes techniques que celles employées en routine clinique. L'image obtenue doit être quantifiée en unité de Bq/ml. Pour les caméras TEP seules (sans TDM), les données sont corrigées avec les deux cartes d'atténuation acquises :

- la mesure en présence de radioactivité dans l'objet test permettant de reproduire les conditions d'obtention des images lors des examens cliniques ;
- la mesure sans radioactivité dans l'objet test servant de mesure de référence.

Afin de pouvoir évaluer la précision des facteurs de correction d'atténuation, ceux-ci sont reconstruits soit par l'algorithme utilisé pour traiter les explorations cliniques (si celui-ci donne accès aux images de transmission), soit par rétroprojection filtrée, pour obtenir la carte des coefficients d'atténuation à 511 keV.

2.5.6. Traitement des données

Exactitude des coefficients d'atténuation

Une région d'intérêt (ROI pour *Region Of Interest*) circulaire de 16 cm de diamètre, centrée sur le cylindre, est dessinée sur la carte des coefficients d'atténuation à 511 keV. Cette région est reportée sur l'ensemble des coupes. La courbe de la valeur moyenne de μ dans la ROI est tracée en fonction du numéro de coupes. La valeur moyenne de μ sur l'ensemble des coupes est calculée et comparée à la valeur du coefficient d'atténuation de l'eau à 511 keV ($0,096 \text{ cm}^{-1}$).

L'uniformité de la valeur du μ dans un plan de coupe central est vérifiée sur un profil vertical et horizontal passant par le centre du cylindre.

Pour les systèmes TEP seuls, cette analyse est réalisée sur les deux cartes d'atténuation mesurées : carte de référence et carte obtenue en présence de radioactivité dans l'objet test.

Vérification de la linéarité des mesures TEP en fonction de l'activité

Pour chaque acquisition i de 15 minutes, la concentration d'activité effective au début de celle-ci est calculée suivant

$$A_i = A_0 e^{-\frac{\ln 2 \cdot (t_i - t_0)}{109,8}} \left[\frac{\text{Bq}}{\text{ml}} \right], \quad \text{Équation 2-19}$$

où A_0 est la mesure de référence de la concentration d'activité mesurée à l'instant t_0 , $(t_i - t_0)$ le délai écoulé jusqu'au début de l'acquisition i , les temps étant exprimés en minute. La période de demi-vie du ^{18}F vaut 109,8 minutes. Pour chacune de ces acquisitions, une région d'intérêt circulaire de 16 cm de diamètre est dessinée au centre du cylindre reconstruit. Cette région est reportée sur l'ensemble des coupes et recentrée si besoin. La valeur moyenne à l'intérieur des régions est extraite sur l'ensemble des coupes. La courbe de la variation de cette valeur moyenne est tracée en fonction de la concentration d'activité A_i . La plage de radioactivité pour laquelle la mesure TEP varie linéairement avec l'activité est repérée. À cet effet, une fonction linéaire est ajustée sur la courbe, en ne considérant que les valeurs basses d'activité. On repère la valeur de concentration d'activité à partir de laquelle l'écart entre la valeur mesurée et la fonction linéaire excède 5 %.

Exactitude de la quantification

Pour l'acquisition de 2 heures, la concentration d'activité effective au début de celle-ci est calculée suivant

$$A_{2h} = A_0 e^{-\frac{\ln 2 \cdot (t_{2h} - t_0)}{109,8}} \left[\frac{\text{Bq}}{\text{ml}} \right], \quad \text{Équation 2-20}$$

où A_0 est la mesure de référence de la concentration d'activité mesurée à l'instant t_0 et $(t_{2h} - t_0)$ le délai écoulé entre l'instant t_0 et le début de l'acquisition de 2h, les temps étant exprimés en

minute. Une région d'intérêt circulaire de 16 cm de diamètre est dessinée au centre du cylindre reconstruit. Cette région est reportée sur l'ensemble des coupes et recentrée si besoin. La valeur moyenne à l'intérieur des régions est extraite sur l'ensemble des coupes. Cette valeur moyenne est comparée à la valeur de concentration radioactive de référence A_{2h} .

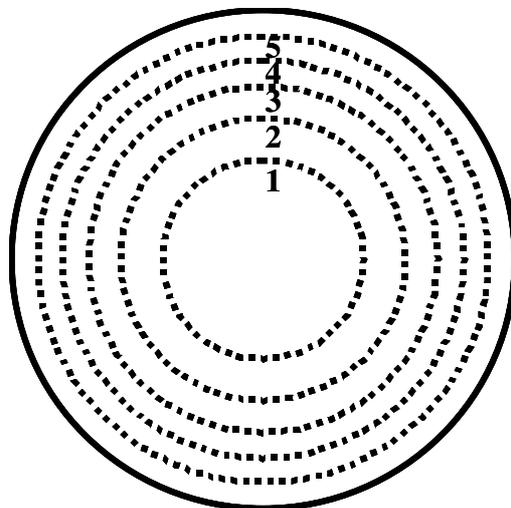
L'image est convertie en unité de SUV à l'aide du logiciel fourni par le constructeur. Pour cela, on remplacera :

- le poids du patient par la masse de la solution active (pour une masse volumique de 1 gramme par millilitre) ;
- l'activité injectée par celle de référence mesurée à l'instant t_0 ;
- le délai entre l'injection et le début de l'acquisition par le délai $(t_{2h}-t_0)$.

La valeur moyenne du SUV pour les régions d'intérêt circulaires est comparée avec la valeur théorique de 1. L'écart relatif à la valeur unité doit être identique à l'écart relatif entre la valeur mesurée dans l'image exprimée en Bq/ml et celle de référence A_{2h} .

Déviations à l'uniformité des images

L'uniformité radiale de l'image reconstruite est évaluée pour l'acquisition de 2 heures. Pour cela, 5 régions d'intérêts circulaires concentriques et de rayon variable sont tracées sur chaque plan de coupe de l'image, centrées sur le cylindre. Le rayon est choisi de manière à ce que l'aire de l'anneau défini par deux rayons successifs soit constant (voir Figure 2.10).



Région	Rayon [mm]	Aire s_j [mm ²]
1	40,2	5089
2	56,9	10179
3	69,7	15268
4	80,5	20358
5	90,0	25447

Figure 2.10 : Dessin des 5 régions circulaires concentriques.

Pour chaque région concentrique j et pour chaque plan de coupe z , l'aire s_j et la valeur moyenne de l'intensité des voxels à l'intérieur de la région $ROI_{j,z}$ sont déterminés. La valeur moyenne $a_{j,z}$ à l'intérieur de l'anneau j défini par les rayons j et $j - 1$ est donnée par :

$$a_{j,z} = \begin{cases} \frac{s_j \cdot ROI_{j,z} - s_{j-1} \cdot ROI_{j-1,z}}{s_1} & \text{si } j > 1 \\ ROI_{1,z} & \text{si } j = 1 \end{cases} . \quad \text{Équation 2-21}$$

L'intensité moyenne $a_{j,s}$ de l'anneau j sur tous les plans de coupe est calculée. L'indice de non-uniformité radiale $u_{r,z}$ pour le plan de coupe z et $u_{r,s}$ pour le système sont donnés par :

$$u_{r,z} = \frac{\max_{j \in [1,5]} \{a_{j,z}\} - \min_{j \in [1,5]} \{a_{j,z}\}}{\sum_{j=1}^5 a_{j,z} / 5} \quad u_{r,s} = \frac{\max_{j \in [1,5]} \{a_{j,s}\} - \min_{j \in [1,5]} \{a_{j,s}\}}{\sum_{j=1}^5 a_{j,s} / 5} . \quad \text{Équation 2-22}$$

2.5.7. Rapport des résultats

On consigne dans le Tableau 2.5 les valeurs du coefficient d'atténuation à 511 keV, la courbe de la quantification relative dans l'image en fonction de l'activité, l'exactitude de la quantification absolue dans l'image reconstruite, la déviation à l'uniformité, ainsi que les paramètres pertinents d'acquisition, de correction, de reconstruction et de calcul des figures de mérite.

Date du test		
Date de la mesure de l'efficacité de détection		
Date de l'étalonnage		
Mode et paramètres d'acquisition		
Échantillonnage et taille du sinogramme		
Version du logiciel de reconstruction et de correction		
Algorithme de reconstruction des images		
Paramètres de l'algorithme de reconstruction des images		
Méthodes de correction		
Distance séparant les deux objets test [cm]		
Objet test numéro	1	2
Volume [ml]		
Instant t_0 de la mesure de l'activité		
Activité totale à l'instant t_0 [MBq]		
Concentration d'activité A_0 à l'instant t_0 [kBq/ml]		
Acquisition de transmission	1 (clinique)	2 (de référence) si TEP seul
Début de l'acquisition		
Concentration d'activité du premier objet test au début de l'acquisition [kBq/ml]		
Valeur de μ en fonction du plan de coupe [cm^{-1}]	feuille ann.	feuille ann.
Valeur moyenne de μ [cm^{-1}]		
Uniformité en X et en Y de μ	Visuel	Visuel
Pour chaque acquisition de 15 minutes		
Début de l'acquisition	feuille annexe	
Concentration d'activité du premier objet test au début de l'acquisition [kBq/ml]	feuille annexe	
Valeur moyenne de la ROI [coups/voxel/s]	feuille annexe	
Plage de linéarité de la valeur moyenne de la ROI en fonction de la concentration d'activité [kBq/ml]		
Pour l'acquisition de 2 heures		
Début de l'acquisition		

Concentration d'activité du premier objet test au début de l'acquisition [kBq/ml]	
Valeur moyenne de la ROI [kBq/ml]	
Valeur moyenne de la ROI [SUV]	
Indice de non-uniformité radiale $u_{r,z}$ par plan coupe	Feuille annexe
Indice de non-uniformité radiale $u_{r,s}$ du système	

Tableau 2.5 : Rapport synthétique des résultats pour la mesure de l'exactitude des corrections.

2.5.8. Fréquence

Recette, une fois par an (en liaison avec les protocoles 2.3 « fraction de coïncidences diffusées » 2.4 « taux de comptage et sensibilité ») et après tout changement de logiciel pouvant influencer sur les paramètres mesurés.

2.6. Qualité d'image

2.6.1. But

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.

2.6.2. Principe

La mesure s'effectue dans des conditions comparables à celles obtenues dans une étude corps entier avec des lésions froides et chaudes insérées dans des milieux de densité variable (eau et insert poumon). Le contraste dans les images reconstruites entre les lésions et le fond, ainsi que la variabilité dans le fond sont utilisés comme mesure de la qualité image.

2.6.3. Matériel

Objets test

Un cylindre creux à section elliptique permet de simuler un thorax (objet test thoracique), comprenant un insert poumon (par exemple, des billes de polystyrène) et un jeu de sphères creuses de diamètre croissant : 10, 13, 17, 22, 28 et 37 mm (Figure 2.11). Il doit être possible d'insérer de manière reproductible la sphère de 13 mm de diamètre dans l'insert poumon.

- ☞ Alternativement, tout objet test d'un diamètre minimum de 20 cm, dans lequel on peut insérer un jeu de 6 sphères de contraste, peut être utilisé. En particulier, l'objet test « IEC 61675-1 body phantom » utilisé dans le test qualité d'image du protocole NEMA NU 2-2001 convient également.
- ☞ Si l'objet test n'est pas pourvu d'un insert poumon, ou qu'il n'est pas possible d'y insérer aisément et de manière reproductible la sphère de 13 mm, celle-ci sera placée dans le fond, avec les autres sphères de contraste.

Un cylindre creux à section circulaire de 20 cm de diamètre et d'une hauteur supérieure à la dimension axiale du champ de vue permet de reproduire l'effet de la présence d'activité en dehors du champ de vue sur la fraction de coïncidences fortuites et diffusées.



Figure 2.11 : Exemple d'un objet test thoracique avec deux inserts poumon, de type *Elliptical Lung-Spine Body Phantom*TM.

Radionucléide et activité

Le radionucléide utilisé pour la mesure est du ^{18}F , dilué dans de l'eau. La même concentration d'activité de fond C_{fond} est utilisée dans le cylindre circulaire et dans l'objet test thoracique. On choisit une concentration d'activité C_{fond} deux fois supérieure à celle utilisée en routine clinique pour un patient de 70 kg. Si A_{70} est l'activité injectée au patient exprimée en MBq et T_D est le délai entre l'injection et début de l'acquisition exprimée en minute, C_{fond} est donnée par :

$$C_{\text{fond}} = \frac{2 \cdot A_{70}}{70} \cdot \exp\left(-\frac{\ln(2) \cdot T_D}{109,8}\right) \left[\frac{\text{kBq}}{\text{ml}} \right], \quad \text{Équation 2-23}$$

Le volume de fond de l'objet test thoracique V_T et celui du cylindre circulaire V_C sont mesurés précisément et exprimés en litre.

La préparation de la manipulation prend environ deux heures. Il faut donc disposer d'une activité totale au début de la préparation de :

$$A_{\text{tot}} = C_{\text{fond}} \cdot (V_T + V_C) \cdot \exp\left(+\frac{\ln(2) \cdot 120}{109,8}\right) \quad [\text{MBq}]. \quad \text{Équation 2-24}$$

Les activités injectées dans les deux objets test sont mesurées avant injection à l'aide d'un activimètre étalonné.

Les quatre sphères de 10 mm, 13 mm, 17 mm et 22 mm sont remplies avec une concentration d'activité égale à cinq fois celle du fond. Afin de déterminer précisément et de manière reproductible le rapport d'activité entre les sphères chaudes et le fond, on procède par dilution : un cinquième exactement du volume de fond de l'objet test thoracique est rempli d'eau, dans lequel est mélangé l'activité totale de fond. L'activité totale de fond s'exprime alors :

$$\frac{A_{\text{tot}} \cdot V_T}{V_T + V_C}. \quad \text{Équation 2-25}$$

De ce volume est extrait la solution active dont sont remplies les quatre sphères chaudes. Ensuite, le remplissage du fond de l'objet test thoracique est complété avec de l'eau inactive. La quantité de fond prélevée pour les sphères chaudes est négligée dans les calculs. Les sphères de 28 mm et 37 mm sont remplies d'eau inactive. Une sphère chaude de 13 mm est placée dans l'insert poumon, avec un support dédié assurant la reproductibilité du positionnement. Le reste des sphères chaudes et froides est placé dans le fond de l'objet test thoracique.

☞ S'il n'est pas possible de placer de manière stable et reproductible la sphère de 13 mm dans l'insert poumon, elle est placée dans le fond.

Les six sphères sont toutes placées dans un même plan axial. Leurs positions dans l'objet test thoracique sont consignées afin de pouvoir les reproduire lors des manipulations futures. Une illustration est donnée sur la Figure 2.12. L'activité restante qui s'exprime :

$$\frac{A_{\text{tot}} \cdot V_C}{V_T + V_C} \quad \text{Équation 2-26}$$

est diluée dans le cylindre circulaire rempli d'eau.

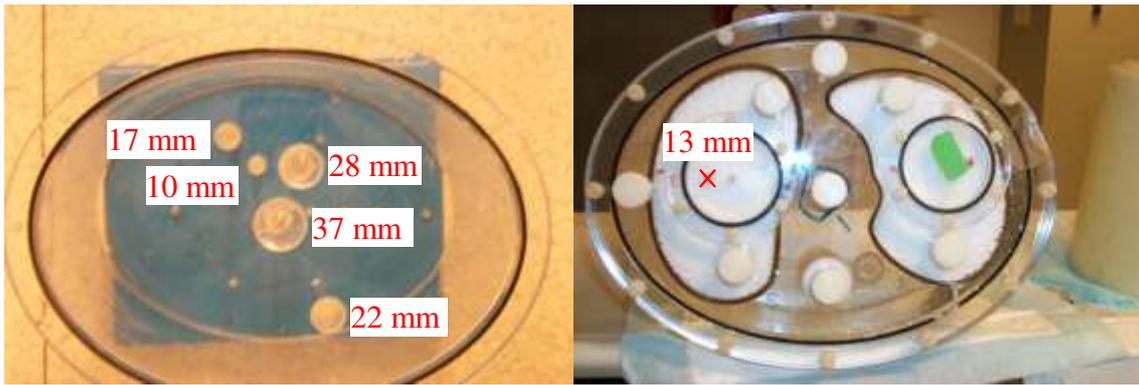


Figure 2.12 : Positionnement des sphères de contraste dans le fond et dans l'insert poumon.

2.6.4. Acquisition

L'objet test thoracique est centré verticalement et latéralement dans le champ de vue de la caméra TEP. L'objet test est orienté de manière à avoir l'insert poumon du côté face avant de la caméra. L'axe longitudinal de l'objet test doit être aligné avec l'axe du tomographe. Le cylindre circulaire est placé dans le prolongement de l'objet test thoracique, du côté de son insert poumon, tel qu'illustré par la Figure 2.13.



Figure 2.13 : Positionnement des deux objets test sur le lit du tomographe.

Une acquisition est programmée en utilisant les paramètres opérationnels d'une acquisition corps entier clinique. La durée de l'acquisition en émission et en transmission est identique à la routine clinique.

La première position de lit est centrée sur le plan axial des sphères. La deuxième position de lit est du côté du cylindre circulaire. Le nombre total de positions de lit doit être tel que le cylindre circulaire soit entièrement compris dans le volume imagé.

La première acquisition TEP doit commencer au moment où la concentration d'activité dans le fond vaut C_{fond} (Équation 2-23).

2.6.5. Corrections et reconstruction des images

Les images TEP doivent être corrigées pour les coïncidences fortuites et diffusées, l'atténuation, l'efficacité de détection, le temps-mort et 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. L'image TEP doit être calibrée soit en termes de Bq/ml, soit en SUV en prenant comme référence le volume total du fond de l'objet test thoracique (V_T) et l'activité totale qui y a été injectée.

2.6.6. Traitement des données

Mesure du contraste des sphères chaudes et froides

Pour chaque sphère de contraste chaude ou froide, une région d'intérêt circulaire 2D est tracée dans le plan de coupe de l'image TEP passant par le centre de la sphère. Le diamètre de la région d'intérêt est identique au diamètre interne de la sphère. La région doit être centrée sur la sphère.

- ☞ Afin d'assurer le centrage de la région d'intérêt sur la sphère, on peut procéder de la manière suivante : on déplace dans les trois directions de l'espace la région d'intérêt autour du centre supposé de la sphère, et l'on conserve la position pour laquelle la valeur moyenne de l'intensité des voxels dans la région circulaire est soit maximum pour une sphère chaude, soit minimum pour une sphère froide.
- ☞ Pour le centrage de la sphère, l'image TDM disponible sur les systèmes hybrides ne doit pas être utilisée, car la qualité de ce centrage dépend de l'exactitude de la fusion des modalités TEP et TDM.

Dans chaque plan de coupe comportant une ou plusieurs régions d'intérêt associée à une sphère, trois régions d'intérêts 2D sont tracées dans le fond. Afin de s'affranchir de l'effet de volume partiel, une distance minimum de 2 cm est requise entre le bord d'une région d'intérêt du fond et le bord des inserts ou des sphères. La taille de ces régions d'intérêt du fond est choisie de manière à ce que l'aire cumulée des trois régions soit de l'ordre de 20 cm².

- ☞ La forme précise des régions du fond dépend de la forme et du positionnement des inserts. Elles sont placées, dans la mesure du possible, entre les sphères de contraste.

Dans le plan de coupe comportant la région d'intérêt associée à la sphère placée dans l'insert poumon, une région d'intérêt circulaire de 3 cm de diamètre est tracée dans l'insert poumon, en respectant une distance minimum de 2 cm avec le bord de l'insert et de la sphère de contraste. Une illustration du tracé des régions d'intérêts est donnée à la Figure 2.14.

- ☞ Les positions des régions d'intérêts du fond et de l'insert poumon sont consignées afin de pouvoir les reproduire lors d'une manipulation future.

Pour chaque région d'intérêt, la valeur moyenne de l'intensité des pixels de l'image à l'intérieur de celle-ci est calculée (ROI_{chaude} pour les sphères radioactives, ROI_{froide} pour les sphères non radioactives, ROI_{fond} pour une région du fond et ROI_{poumon} pour l'insert poumon). Le coefficient de recouvrement du contraste Q des sphères chaudes et froides placées dans le fond est calculé suivant :

$$Q_{chaude} = \frac{\frac{ROI_{chaude}}{\langle ROI_{fond} \rangle} - 1}{\frac{a_{chaude}}{a_{fond}} - 1}, \quad Q_{froide} = 1 - \frac{ROI_{froide}}{\langle ROI_{fond} \rangle}, \quad \text{Équation 2-27}$$

où a_{chaude}/a_{fond} représente le rapport nominal des concentrations d'activité entre les sphères chaudes et le fond, fixé à 5, et $\langle ROI_{fond} \rangle$ est la valeur du fond moyennée sur les trois régions d'intérêt du fond situées dans le même plan de coupe que la sphère chaude ou froide considérée. Pour la sphère chaude placée dans l'insert poumon, son contraste est donné par :

$$Q_{chaude} = \frac{\frac{ROI_{chaude} - ROI_{poumon}}{\langle ROI_{fond} \rangle}}{\frac{a_{chaude}}{a_{fond}}} . \quad \text{Équation 2-28}$$

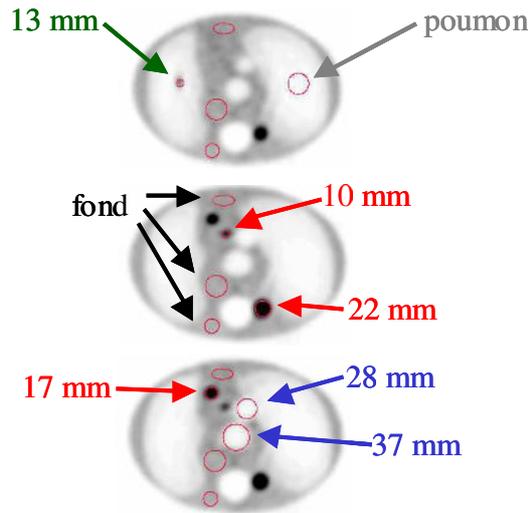


Figure 2.14 : Tracé des régions d'intérêt circulaires 2D centrées sur les sphères chaudes (rouge pour les sphères dans le fond, vert pour la sphère dans l'insert poumon) et froides (bleu), des régions d'intérêts 2D du fond (noir), ainsi que de la région d'intérêt circulaire 2D dans l'insert poumon (gris).

Mesure de la variabilité du fond

Étant donné que les variations systématiques de l'intensité des voxels dans le fond de l'objet test thoracique sont importantes, la variabilité statistique du fond est estimée dans le cylindre circulaire. Trois plans de coupes sont considérés : un plan de coupe au centre du cylindre et deux autres plans de coupe à +/- 2 cm du plan de coupe central. Sur chacun des trois plans de coupe, 8 régions d'intérêt circulaires, dite de variabilité, sont tracées suivant un réseau hexagonal de 5 cm de rayon, centré sur le cylindre, tel qu'indiqué sur la Figure 2.15. Cet ensemble de 24 régions est dupliqué à cinq exemplaires. Seul le diamètres des régions varie d'un exemplaire à l'autre : pour chaque ensemble de 24 régions, il correspond au diamètre d'une des sphères de contraste (10 mm, 17 mm, 22 mm, 28 mm et 37 mm). Pour chaque jeu de 24 régions de diamètre j , la variabilité du fond VAR_j est calculée comme

$$VAR_j = \frac{\sigma(ROI_{j,variabilité})}{\langle ROI_{j,variabilité} \rangle} , \quad \text{Équation 2-29}$$

où $ROI_{j,variabilité}$ représente la valeur moyenne de l'intensité des voxels à l'intérieur d'une des régions d'intérêt de diamètre j , $\sigma(\cdot)$ l'écart type et $\langle \cdot \rangle$ la moyenne sur les 24 régions d'intérêt de diamètre j .

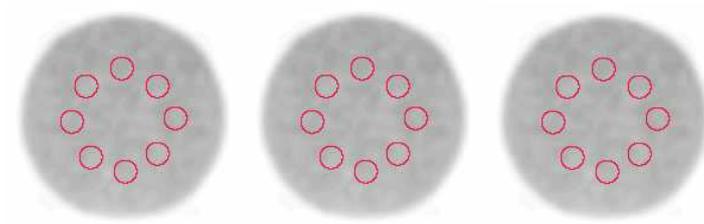


Figure 2.15 : Tracé des 24 régions d'intérêt dites de variabilité pour un diamètre de sphère égal à 37 mm.

2.6.7. Rapport des résultats

On consigne pour chaque sphère dans le Tableau 2.6 la valeur du contraste mesuré dans l'image et la valeur correspondante de variabilité dans le fond, ainsi que les paramètres pertinents d'acquisition, de correction, de reconstruction et de calcul des figures de mérite.

Date de la mesure	
Mode et paramètres d'acquisition	
Échantillonnage et taille du sinogramme	
Nombre de positions de lit	
Quantité de recouvrement entre positions de lit [%]	
Durée acquisition par position de lit [s]	
Version du logiciel de reconstruction et de correction	
Algorithme de reconstruction des images	
Paramètres de l'algorithme de reconstruction des images	
Tailles voxels de l'image suivant les trois axes X, Y et Z × × mm ³
Méthodes de correction	
Activité A_{70} injectée à un patient de 70 kg [MBq]	
Délai T_D entre injection et début acquisition patient [min]	
Concentration d'activité du fond C_{fond} [kBq/ml]	
Volume objet test thoracique [l]	
Volume cylindre circulaire [L]	
Position des sphères de contraste	dessin feuille annexe
Instant t_0 de la mesure d'activité	
Activité à t_0 injectée dans objet test thoracique [MBq]	
Activité à t_0 injectée dans cylindre circulaire [MBq]	
Rapport de concentration d'activité entre sphères chaudes et le fond $a_{\text{chaude}}/a_{\text{fond}}$	
Début de l'acquisition t_a	
Concentration d'activité du fond effective à t_a [kBq/ml]	
Pour la première position de lit	
Nombre coïncidences totales [Mcoups]	
Nombre coïncidences fortuites [Mcoups]	
Temps mort %	
Position et dessin des régions d'intérêts	image feuille annexe
Nom et version du logiciel de tracé de ROI	

Pour chaque sphère de contraste			
Diamètres [mm]			
Type	ch_{fond}	ch_{poum}	fr_{fond}
Valeur moyenne $ROI_{\text{sphère}}$ [kBq/ml]			
Valeur moyenne $\langle ROI_{\text{fond}} \rangle$ [kBq/ml]			
Si sphère poumon, ROI_{poumon} [kBq/ml]			
Contraste Q			
Écart-type $\sigma(ROI_{\text{variabilité}})$			
Moyenne $\langle ROI_{\text{variabilité}} \rangle$			
Variabilité du fond VAR			

Tableau 2.6 : Rapport synthétique des résultats pour la mesure de qualité d'image.

2.6.8. Fréquence

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

2.7. Exactitude de la carte d'atténuation pour systèmes hybrides TEP-TDM

2.7.1. But

Les systèmes TEP/TDM permettent d'accéder à une carte d'atténuation précise. Il convient donc d'évaluer la précision de cette carte à 511 keV sur une large gamme de densité [22]. L'objectif est d'évaluer :

- la chaîne de traitement permettant d'ajuster en énergie (511 keV) la carte d'atténuation issue du TDM ;
- le ré-échantillonnage de cette carte pour son intégration aux données TEP.

2.7.2. Principe

Cette méthode suppose que le système permet d'accéder aux cartes d'atténuation à 511 keV à partir desquelles sont calculés les facteurs de correction d'atténuation, soit directement, soit par reconstruction analytique des facteurs de correction d'atténuation. Si cela n'est pas le cas, une méthode qualitative est utilisée, décrite dans le protocole 2.8.

On réalise l'acquisition TDM d'un objet test comportant des inserts de densités différentes centrés suivant la direction axiale du champ de vue (les objets test de contrôle de qualité dédiés au TDM possèdent ce type d'inserts, voir Figure 2.16). De préférence, des inserts correspondant aux différents compartiments de segmentation de la carte d'atténuation initiale vers la carte d'atténuation à 511 keV sont utilisés (par exemple, air / eau / os). Le but du test est de comparer les valeurs de coefficients d'atténuation linéaires théoriques à 511 keV aux valeurs mesurées sur la carte d'atténuation à 511 keV.

2.7.3. Matériel

Objets test

Un objet test comprenant des inserts de différentes densités dont les coefficients d'atténuation aux énergies de 70 et 511 keV sont connus. Le Tableau 2.7 fournit les valeurs théoriques de quelques matériaux de référence ou d'intérêt biologique.

Milieu	Masse volumique [g/cm ³]	Coefficient d'atténuation massique [cm ² /g]	
		70 keV	511 keV
Polyéthylène (C₂H₄)_n	0,94	0,189	0,0986
Eau	1	0,193	0,0960
Nylon Type 6 C₆H₁₁NO	1,14	0,184	0,0947
Polytetrafluoroethylene (CF₂)_n Teflon[®]	2,20	0,173	0,0830
Polymethyl Methacralate (Lucite, Perspex, Plexiglas)	1,19	0,182	0,0932
Polycarbonate (Makrolon, Lexan)	1,20	0,177	0,0911
Milieu d'intérêt biologique			
Poumon (inspiration)	0,2	0,039	0,019046
Poumon (expiration)	0,5	0,097	0,047604
Graisse	0,95	0,179	0,091341
Sein	0,982	0,186	0,093819
Eau	1	0,194	0,09599
Muscle	1,05	0,203	0,09996
Foie	1,06	0,205	0,10086
Os trabéculaire	1,137	0,248	0,10729
Os dense	1,546	0,410	0,14110

Tableau 2.7 : Masse volumique et coefficients d'atténuation théoriques à 70 et 511 keV.

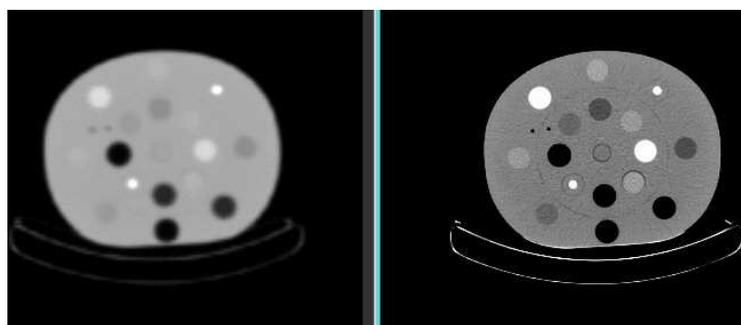


Figure 2.16 : Coupe transverse de l'objet test de densité électronique : carte d'atténuation à 511 keV calculée (gauche, voxels codés en unités de coefficients d'atténuation à 511 keV donnés dans le Tableau 2.7) et à partir de la coupe TDM (droite).

Radionucléide et activité

Ce test ne nécessite pas de disposer de radioactivité.

2.7.4. Acquisition

L'acquisition est restreinte à une acquisition TDM, utilisant les paramètres de routine en termes de kV, mAs, champ de vue et pas d'hélice. L'acquisition doit couvrir la partie de l'objet test possédant les inserts de différents coefficients d'atténuation.

2.7.5. Corrections et reconstruction des images

Si le système ne permet pas d'accéder directement à la carte d'atténuation à 511 keV telle qu'elle est utilisée pour le calcul des FCA, ces derniers facteurs doivent être extraits sous la forme de sinogrammes et reconstruits indépendamment, si possible à l'aide d'une technique analytique.

2.7.6. Traitement des données

Une région d'intérêt circulaire est tracée sur la carte d'atténuation à 511 keV au centre de l'insert à évaluer. Cette région est reportée sur l'ensemble des plans de coupe contenant l'insert. La valeur moyenne de μ à l'intérieur des régions d'intérêt tracées dans l'insert est comparée à la valeur du coefficient d'atténuation théorique à 511 keV.

2.7.7. Rapport des résultats

On consigne pour chaque insert dans le Tableau 2.8 la valeur mesurée du coefficient μ à 511 keV, ainsi que les paramètres pertinents d'acquisition TDM et de calcul de la carte d'atténuation.

Date de la mesure		
Mode et paramètres d'acquisition TDM	kV	
	mAs	
	pas d'hélice	
Version du logiciel de calcul des coefficients d'atténuation à 511 keV		
Paramètres du logiciel de calcul des coefficients d'atténuation à 511 keV		
Tailles voxels de la carte d'atténuation suivant X, Y et Z	 ×× mm ³
Pour chaque insert		
Matériau		
Masse volumique [g/cm ³]		
Coefficient d'atténuation linéaire à 70 keV [cm ⁻¹]		
Coefficient d'atténuation linéaire à 511 keV [cm ⁻¹]		
Valeur moyenne de μ mesurée [cm ⁻¹]		

Tableau 2.8 : Rapport synthétique des résultats pour exactitude de la carte d'atténuation.

2.7.8. Fréquence

Recette, une fois par an, après tout changement de logiciel pouvant influencer sur les paramètres utilisés et après chaque intervention sur le TDM.

2.8. Exactitude de la correction d'atténuation pour systèmes hybrides TEP-TDM

2.8.1. But

Les systèmes TEP/TDM permettent d'accéder à une carte d'atténuation précise. Il convient donc d'évaluer pour des milieux de densité différente l'exactitude de la correction d'atténuation à partir des cartes d'atténuation dérivées des images TDM.

2.8.2. Principe

Ce protocole évalue globalement la correction d'atténuation et constitue l'unique test de la correction d'atténuation des images TEP si le système TEP-TDM ne permet pas d'accéder aux cartes d'atténuation à 511 keV à partir desquelles sont calculés les facteurs de correction d'atténuation (test du protocole 2.7).

On réalise l'acquisition de divers inserts creux selon le protocole clinique TEP/TDM habituel. Les inserts sont remplis d'une solution radioactive de même concentration et de concentrations de produit de contraste iodé significativement différentes (variant dans une gamme de densités équivalentes eau/os). Si la correction d'atténuation est valide, la concentration radioactive dans chaque insert mesurée dans l'image TEP reconstruite doit être identique (voir Figure 2.17).

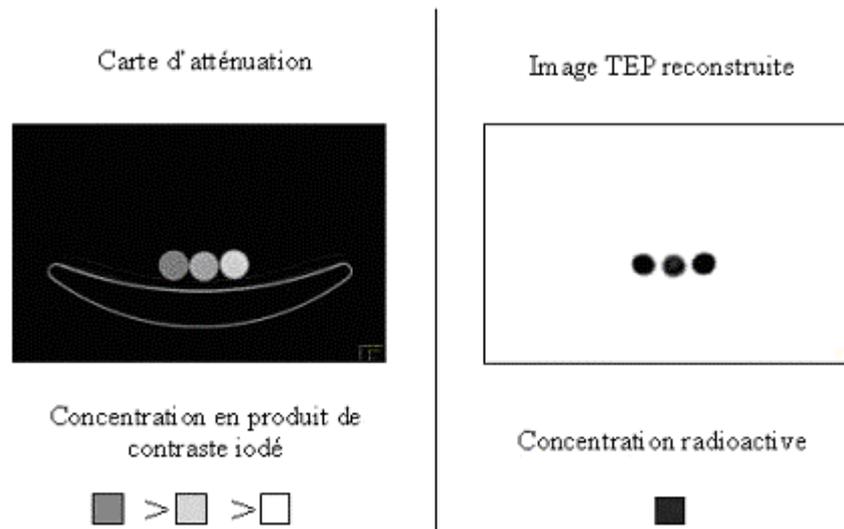


Figure 2.17 : Exemple d'une carte d'atténuation et d'une coupe transverse TEP d'inserts de densités différentes et de même concentration radioactive.

2.8.3. Matériel

Objets test

L'objet test est composé d'inserts formés de cylindres creux (petites bouteilles d'eau par exemple).

Radionucléide et activité

Le radionucléide utilisé pour la mesure est du ^{18}F , dilué dans de l'eau. La même concentration d'activité est utilisée pour les divers inserts. Sa valeur est équivalente à la concentration radioactive utilisée en routine clinique.

Chaque insert est rempli d'une concentration de produit de contraste iodé significativement différente. À titre indicatif, un produit de contraste iodé de concentration 100 mgI/ml dilué à 4 % correspond à une valeur Hounsfield de 300 UH.

2.8.4. Acquisition

L'acquisition consiste en une acquisition TEP-TDM, utilisant les paramètres de routine en termes de kV, mAs, champ de vue et pas d'hélice pour le TDM et en termes de temps par position de lit en TEP. L'acquisition doit couvrir les objets test.

2.8.5. Corrections et reconstruction des images

La reconstruction suit le protocole de reconstruction de routine. L'analyse est réalisée sur les images TEP.

2.8.6. Traitement des données

Une région d'intérêt circulaire est tracée sur l'image TEP reconstruite au centre de chaque insert. Cette région est reportée sur l'ensemble des plans de coupe contenant l'insert. La valeur moyenne de l'intensité des voxels à l'intérieur des régions d'intérêt est calculée pour chaque insert. Les valeurs obtenues pour chaque insert sont comparées entre elles. Si la correction d'atténuation est exacte, la même valeur doit être mesurée dans chaque insert. Si la valeur mesurée à l'activimètre diffère d'un insert à l'autre, la valeur mesurée dans l'image reconstruite est normalisée en conséquence.

2.8.7. Rapport des résultats

On consigne pour chaque insert dans le Tableau 2.9 la valeur moyenne de l'activité mesurée dans l'image TEP, ainsi que les paramètres pertinents d'acquisition TDM et TEP et de calcul des figures de mérite.

Date de la mesure		
Mode et paramètres d'acquisition TDM	kV	
	mAs	
	pas d'hélice	
Mode et paramètres d'acquisition TEP		
Temps d'acquisition TEP par position de lit [s]		
Version du logiciel de calcul des coefficients d'atténuation à 511 keV		
Paramètres du logiciel de calcul des coefficients d'atténuation à 511 keV		
Tailles voxels image TEP suivant X, Y et Z	 ×× mm ³
Pour chaque insert		
Volume [ml]		
Activité mesurée à l'activimètre [MBq]		
Concentration d'activité mesurée à l'activimètre [kBq/ml]		
Concentration produit de contraste [mgI/ml]		
Dilution produit de contraste [%]		
Valeur moyenne dans ROI [kBq/ml]		
Valeur moyenne dans ROI divisée par concentration radioactive mesurée à l'activimètre		

Tableau 2.9 : Rapport synthétique des résultats pour exactitude de la correction d'atténuation.

2.8.8. Fréquence

Recette, une fois par an, après tout changement de logiciel pouvant influencer sur les paramètres utilisés et après chaque intervention sur le TDM.

3. CONTROLE DE QUALITE ET SUIVI DES PERFORMANCES

Le but de ce chapitre est de présenter la liste des différents tests à réaliser sur les caméras TEP ou TEP hybrides lors des contrôles quotidiens, mensuels, annuels et suite à différents événements majeurs survenant dans la vie du système de détection (changement de logiciel ou de matériel, maintenance du constructeur, ...). La périodicité des contrôles et la durée d'immobilisation du système sont indiquées au Tableau 3.4.

3.1. Pré-requis

3.1.1. Sources radioactives

Pour faciliter la mise en œuvre des différents tests de contrôle, il est souhaitable de disposer de sources scellées émettrices de positons (voir Tableau 3.1) sous forme de sources ponctuelles ou linéaires (^{22}Na , ^{68}Ge) ou des objets test cylindriques pleins (^{68}Ge). Toutefois, les sources scellées doivent être régulièrement remplacées. Des solutions radioactives de ^{18}F , voire de ^{68}Ga , permettent également de simuler aisément une distribution radioactive.

Radionucléide	Énergie γ [keV] (Intensité %)	Période	Type
^{18}F	511 (193,7)	109,7 min	Non scellée
^{22}Na	511 (179,8) 1274 (99,9)	2,6 ans	Scellée
^{68}Ge (^{68}Ga)	511 (178) 1077 (3,3) 1883 (0,14)	288 jours (67,7 min)	Scellée (non scellée)

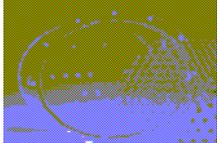
Tableau 3.1 : Principales sources radioactives utilisées pour le contrôle de qualité.

Pour les besoins de la quantification en terme de concentration radioactive, il convient de vérifier que l'intensité du radionucléide utilisé est pris en compte par le logiciel d'analyse (voir section 1.3.7), notamment lorsque l'étalonnage est effectué avec un radionucléide différent du ^{18}F .

3.1.2. Objets test

Pour le contrôle de qualité du système, les procédures proposées dans les sections suivantes nécessitent l'utilisation des sources scellées ponctuelles ou linéaires proposées généralement par le constructeur et la disponibilité d'un objet test cylindrique creux de hauteur supérieure au champ de vue axial du tomographe.

L'évaluation des performances du système fait appel à un jeu d'objets test décrit dans le chapitre 2 et pour lequel différents modèles développés sur la base des protocoles NEMA et IEC (Annexe I) sont parfaitement adaptés. Leur inventaire est donné dans le Tableau 3.2.

Procédure	Objet test / équipements auxiliaires associés
<p>Résolution spatiale (2.2) Calibrage taille voxel (3.5.1) Concordance axes géométriques TEP-TDM (3.4.3)*</p>	 <p>Objets test : Tubes capillaires de type hématocrite (diamètre interne 1 mm et diamètre externe 2 mm). * ou sources scellées ponctuelles ou linéaire / règle plate graduée</p>
<p>Fraction de diffusé (2.3) Taux de comptage et sensibilité (2.4) Exactitude des corrections (2.5) Qualité d'images (2.6) Contrôle mensuel images (3.4.2)**</p>	 <p>Objet test : Cylindre creux de section circulaire, d'un rayon de 10 cm et de hauteur supérieure au champ de vue axial de la caméra. Le cylindre creux « Flanged Jaszczak ECT PhantomTM » convient à cet effet. ** ou source scellée cylindrique pleine de ⁶⁸Ge</p>
<p>Fraction de diffusé (2.3) Taux de comptage et sensibilité (2.4) Exactitude des corrections (2.5) Qualité d'images (2.6)</p>	 <p>Objet test : Cylindre creux à section elliptique permettant de simuler un thorax (objet test thoracique). Le cylindre creux « Elliptical Jaszczak PhantomTM » convient à cet effet. Alternativement, un second cylindre creux de section circulaire convient également.</p>

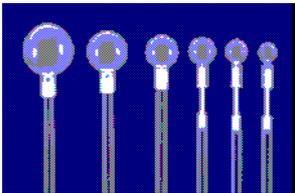
<p>Qualité d'images (2.6)</p>	 <p>Insert poumon (par exemple, des billes de polystyrène). L'insert « lung-spine » de l'« Elliptical Jaszczak PhantomTM » (« Elliptical Lung-Spine Body PhantomTM ») convient à cet effet.</p> <p>À défaut, le test qualité d'image peut être réalisé sans l'insert poumon.</p>  <p>Jeu de 6 sphères creuses de diamètre interne croissant, compris entre 10 mm et environ 37 mm. Le « Hollow Sphere Sets (6)TM » du « Jaszczak PhantomTM » conviennent à cet effet.</p>
<p>Exactitude de la carte d'atténuation (2.7, 2.8)</p>	 <p>Jeu d'inserts cylindriques creux. / produit de contraste iodé</p> <p>Objets test remplis de solutions de densités électroniques différentes, employés pour le contrôle de qualité des TDM.</p>

Tableau 3.2 : Objets test utilisés pour le contrôle de qualité et le suivi des performances.

Les objets test creux sont remplis périodiquement d'une solution d'eau distillée. La solution reste généralement abiotique plusieurs mois. Pour le cylindre creux droit, il est préférable – lorsque la protection radiologique des locaux le permet – de réaliser l'introduction de la solution radioactive directement en salle d'imagerie. Pour des manipulations plus complexes ou des concentrations radioactives supérieures à celle définie par l'équation 2-23, il est souvent nécessaire d'effectuer la préparation de l'objet test sur une paillasse adaptée derrière un bouclier mobile de protection en zone contrôlée et de prévoir le transport de l'objet test radioactif en salle d'imagerie.

Les systèmes TEP/TDM sont installés avec un jeu d'objets test permettant la réalisation des tests de routine de contrôle de qualité du système TDM (uniformité, densité, résolution spatiale, épaisseur de coupe,...). Les tests périodiques du TDM sont ceux proposés par les normes nationales et internationales (se référer par exemple au site www.impactscan.org) et

ne sont pas détaillés dans ce document. Les milieux représentatifs de densités d'intérêt biologique nécessaires pour l'évaluation de la précision de la correction d'atténuation en présence d'hétérogénéité de densité sont obtenus par dilutions de produit de contraste iodé selon les critères préconisés en section 3.8. Il n'existe pas à ce jour un objet test conçu *ab initio* pour répondre aux besoins du contrôle de la quantification TEP de la concentration radioactive en milieu hétérogène (billes de téflon par exemple).

Il est intéressant de prévoir lors du choix de l'objet test une compatibilité avec l'utilisation en imagerie par résonance magnétique (IRM) pour les besoins d'évaluation de la fusion d'images TEP/IRM. Les propriétés ferromagnétiques des solutions employées sont alors adaptées par ajout de sulfate ferreux, de chlorure de sodium, voire de gadolinium, à la solution d'eau distillée selon les méthodes qui peuvent être précisées par le fournisseur du système IRM.

3.1.3. Logiciels d'analyse

Le traitement des données repose à la fois sur la bibliothèque logicielle fournie par le constructeur pour la reconstruction des images et une bibliothèque de traitement d'images, dans la mesure du possible, indépendante du fournisseur du système TEP.

Au niveau de la plate-forme clinique de traitement des données, les points suivants doivent être accessibles :

- la version logicielle ;
- les caractéristiques des corrections appliquées aux données (normalisation, ...) ;
- les choix des paramètres d'acquisition et des algorithmes de correction et de reconstruction ;
- le temps mort global du système ;
- les taux de comptage des coïncidences vraies et fortuites ;
- lorsque les données reconstruites ne sont pas directement encodées en unités de concentration radioactive, la relation liant le nombre de coups par voxel à la concentration radioactive ;
- les paramètres de traitement des données de transmission ou TDM en cartes d'atténuation à 511 keV ;
- lorsque les cartes d'atténuation à 511 keV ne sont pas accessibles, les données nécessaires à la production des FCA et leur reconstruction en carte d'atténuation ;
- les paramètres du logiciel de fusion des images TEP/TDM si nécessaire, notamment la table de correspondance entre les référentiels spatiaux des images TEP et TDM ;
- l'export des images en format normalisé (Interfile, DICOM) ;
- la connaissance du format propriétaire des sinogrammes pour la mesure de la fraction de coïncidences diffusées. Si ce format n'est pas connu, la mesure de la fraction de coïncidences diffusées décrite au paragraphe 2.3 ne sera pas effectuée.

Les fonctionnalités de base requises dans la bibliothèque de traitement d'images concernent :

- la relecture d'images reconstruites et des paramètres nécessaires à l'analyse quantitative des données (taille des voxels, concentration radioactive, durée d'examen,...) ;
- l'analyse statistique d'images (moyenne, écart-type) par régions d'intérêt circulaires paramétrables ;
- la détermination du centre de masse d'une structure d'intérêt dans l'image ;
- la détermination de profils paramétrables (épaisseur d'intégration) ;
- la détermination de distances entre structures d'intérêt.

3.2. Contrôles de qualité quotidiens

Lors de la mise en route des différents systèmes, une procédure d'initialisation (synchronisation de la console d'acquisition avec le statif, contrôles mécaniques, accès aux données d'étalonnage, ...) est mise en œuvre avant toute procédure de contrôle de qualité.

La réponse du tomographe est en général évaluée qualitativement par une source scellée de géométrie variant suivant les constructeurs (ponctuelle, ligne, cylindre). La plupart des tomographes disposent d'une procédure intégrée qui permet de suivre quotidiennement les variations de sensibilité des détecteurs soit à partir d'une analyse visuelle du sinogramme, soit à partir d'indices calculés. Les variations de sensibilité relative des blocs de détection peuvent être estimées visuellement ou quantitativement par rapport à un sinogramme de référence, obtenu après la mesure de l'efficacité de détection. D'autres indices variables suivant les appareils peuvent être accessibles dans les procédures de contrôle intégrées (gain des TPM, position du pic d'absorption totale, résolution en énergie, temps mort, ...). Le test de contrôle des gains des TPM, proposé par tous les constructeurs, est indispensable. Il permet d'évaluer la réponse globale de la chaîne de détection. Les tests de position du pic, résolution en énergie, synchronisation temporelle et temps mort précisent d'éventuelles dérives.

Pour les tomographes disposant de sources radioactives de transmission, il faut réaliser une acquisition de transmission à blanc, qui mette en évidence les défauts de sensibilité dans les blocs détecteurs ou du dispositif mécanique de rotation de la source de transmission. Dans le cas de sources de transmission de ^{137}Cs , il est par ailleurs important de vérifier que la commutation entre chaque fenêtre spectrométrique ne modifie pas les réglages spectrométriques des détecteurs.

Pour les systèmes disposant d'un TDM, une acquisition d'une coupe dans l'air est nécessaire pour l'initialisation du tomographe.

Le suivi des indices qualitatifs et quantitatifs du contrôle de qualité quotidien est consigné dans le journal de bord du système. Il est recommandé de définir des niveaux d'alerte pour qualifier les dysfonctionnements du système mis en évidence par le contrôle de qualité quotidien :

- les modes de fonctionnement dégradés qui ne nécessitent pas d'intervention corrective immédiate mais un suivi particulier sur plusieurs jours afin d'évaluer la stabilité de la réponse du détecteur ;
- les dysfonctionnements majeurs qui ne sont pas compatibles avec une utilisation clinique du système.

3.3. Contrôles de qualité hebdomadaires

Le groupe de travail ne préconise pas de contrôle hebdomadaire particulier, si le contrôle de qualité quotidien est réalisé. Cependant, certains constructeurs recommandent des ajustements ciblés.

3.4. Contrôles de qualité mensuels

Les deux premiers tests décrits dans cette section sont des tests de routine permettant d'évaluer simplement la stabilité des performances d'exactitude de la correction d'atténuation pour les systèmes TEP seuls, l'exactitude de la quantification des concentrations d'activité et l'uniformité. Les protocoles proposés dans le chapitre 2 sont adaptés à ces objectifs et sont repris ici pour les tests de routine dans une version simplifiée.

Pour les systèmes hybrides, un test complémentaire de l'alignement entre les images TEP et les images TDM permet de suivre la stabilité mécanique de l'ensemble des deux statifs et du lit d'examen.

3.4.1. Contrôle de l'exactitude des coefficients d'atténuation (μ)

But

Ce test concerne les systèmes TEP seuls. Il permet de contrôler l'exactitude des μ et d'évaluer l'impact :

- de la contamination éventuelle de photons émis par le volume d'émission détectés dans la fenêtre de transmission dans le cas d'une source de transmission de ^{137}Cs ;
- de la présence de photons diffusés dans la fenêtre d'émission dans le cas d'une source de transmission de ^{68}Ge .

Principe

Le principe consiste à vérifier l'exactitude et l'uniformité des coefficients μ d'un objet radioactif rempli d'eau.

Matériel, Acquisition et Correction et reconstruction des Images

Le contrôle est effectué suivant le test proposé au protocole 2.5 au moyen du cylindre creux rempli uniformément d'une solution radioactive (^{18}F , ^{68}Ge) dont la concentration est représentative des explorations cliniques (Équation 2-23). Les paramètres d'acquisition sont ceux utilisés pour les examens cliniques.

Traitement des données et Rapport des résultats

Les cartes d'atténuation à 511 keV sont obtenues soit par l'algorithme utilisé pour les examens cliniques, soit par rétroprojection filtrée des sinogrammes des FCA.

Un test visuel de l'absence d'artefacts sur les sinogrammes, de l'uniformité des différents plans de coupe de la carte d'atténuation et de l'uniformité des μ selon des profils en X et en Y est réalisé. L'analyse des cartes d'atténuation est décrite en 2.5 et les résultats quantitatifs sont reportés selon la présentation sous « Acquisition de transmission » proposée dans le Tableau 2.5. Les images associées sont consignées. Une dérive de la valeur moyenne des μ supérieure à 5 % implique d'effectuer le même contrôle en l'absence de radioactivité afin d'identifier l'origine des dérives de la réponse du détecteur et de planifier une action corrective.

3.4.2. Contrôle de l'uniformité de la coupe reconstruite et de l'indice SUV

But

Il est important de contrôler l'indice SUV afin de vérifier la validité du facteur d'étalonnage.

Principe

Le principe consiste à acquérir un objet de concentration radioactive uniforme et connue. L'indice SUV mesuré dans les images reconstruites doit être égal à 1.

Matériel, Acquisition et Correction et reconstruction des Images

On réalise l'acquisition d'un objet test cylindrique uniformément radioactif (^{18}F , ^{68}Ge) selon le protocole clinique habituel. La concentration est représentative des explorations cliniques (Équation 2-23). Cette acquisition est également exploitée pour l'estimation de l'uniformité de la coupe reconstruite.

L'activité présente dans l'objet test doit être connue avec précision à l'aide d'un activimètre étalonné (^{18}F) ou en référence au certificat d'étalonnage de la source solide (^{68}Ge). La masse de la solution radioactive doit également être connue. Les méthodes de reconstruction utilisées pour les examens cliniques avec toutes les corrections disponibles sont appliquées.

Traitement des données et Rapport des résultats

L'uniformité est évaluée selon la procédure décrite dans le protocole 2.5. L'analyse visuelle concerne les images corrigées et non-corrigées de l'atténuation. Si des artefacts dans l'image non-corrigée ou des non-uniformités de l'image corrigée sont mises en évidence, une action corrective est déclenchée. L'indice SUV est évalué en définissant une région d'intérêt circulaire centrée de diamètre égal à 80 % de la taille du cylindre. On enregistre la moyenne et l'écart type en échelle SUV sur cette région. L'analyse est répétée sur tous les plans de coupe du volume reconstruit. L'indice SUV moyen mesuré doit être égale à $1 \pm 5\%$. Le coefficient de variation associé aux mesures sur les différents plans de coupe doit être inférieur à 10 %.

Les résultats quantitatifs sont reportés selon la présentation proposée dans le Tableau 2.5 et les images associées consignées. Attention : la validité du SUV dépend du facteur d'étalonnage 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, ...) et la validité du poids (unité, ...).

3.4.3. Concordance des axes géométriques des statifs TEP et TDM pour système hybride

But

Ce test, qui concerne les systèmes hybrides TEP-TDM, permet de contrôler le recalage des origines et des axes des deux statifs TEP et TDM. L'étalonnage de la concordance entre les référentiels des images TEP et TDM repose sur une table de correspondance constituée des valeurs de translation, rotation et d'homothétie selon les 3 axes principaux du champ de vue.

Principe

Le principe consiste à vérifier la qualité de la superposition des images TEP et TDM d'un objet test visible dans les 2 modalités lors des traitements par le logiciel associé au système et sur les différentes stations de traitement susceptibles d'exploiter les données (station de fusion d'images, station de planification de dosimétrie,...).

Matériel

Objets test

L'objet test doit permettre d'explorer la totalité du champ de vue avec une précision de l'ordre de la résolution spatiale du système TEP. Une source linéaire ou des sources ponctuelles de rayon égale à environ 1 mm disposées de telle sorte à explorer les 3 axes du tomographe en même temps permettent de répondre à ces besoins. Il est important que les axes définis par les sources radioactives de l'objet test ne soient pas concourants avec ceux du tomographe. L'orientation de la source linéaire ou l'espacement des sources ponctuelles doit permettre d'explorer dans chaque direction principale une distance au moins égale à la moitié du champ de vue du système TEP. Pour les systèmes dont le lit d'examen présente une flèche différente entre les positions TEP et TDM, le test est réalisé pour différentes positions axiales de lit.

Radionucléide et activité

Il est en général possible d'utiliser les sources scellées livrées avec le système :

- soit une source linéaire externe de ^{68}Ge de longueur au moins égale à la moitié du champ de vue axial du système TEP et un bloc de mousse polystyrène posé sur le lit d'examen. La source ligne est introduite dans ce bloc de telle façon que l'axe de la source ne soit pas concourant avec un des axes du tomographe ;
- soit neuf sources ponctuelles de ^{22}Na (ou à défaut des billes de plomb sur lesquelles est déposée une goutte de ^{18}F , ou des tubes à hématocrite et une solution de produit de contraste iodé et de ^{18}F) sur un support posé sur le lit d'examen. Les sources ponctuelles sont disposées sur le support de telle façon que les 3 axes du tomographe soient explorés (voir Figure 3.1).

Acquisition et Corrections et reconstruction des images

On réalise une acquisition TEP/TDM avec le protocole employé en routine en utilisant un pas d'échantillonnage axial du volume TDM millimétrique ou le plus proche. La reconstruction des images TEP s'effectue sans correction d'atténuation.

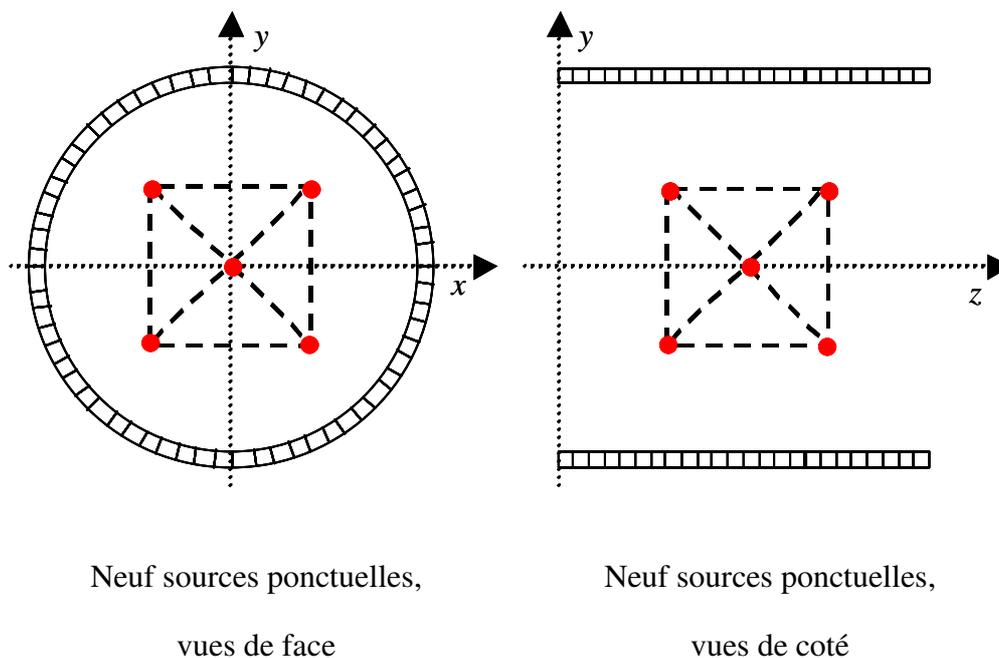


Figure 3.1 : Arrangement des neuf sources ponctuelles utilisés pour vérifier l'exactitude de la correspondance des origines et des axes des deux statifs TEP et TDM des caméras hybrides.

Traitement des données

Méthode visuelle

En utilisant le programme de fusion fourni par le constructeur, une analyse visuelle est faite en vérifiant la superposition exacte entre l'image de la source acquise en TEP et en TDM dans les coupes axiales, coronales et sagittales. Tout décalage systématisé entraîne une action corrective quant à l'étalonnage de l'alignement des référentiels des 2 statifs.

L'analyse visuelle est réalisée à chaque étalonnage ou changement de version logicielle sur toutes les stations de traitement permettant l'exploitation des images de fusion afin de mettre en évidence un éventuel dysfonctionnement des protocoles de codage et de transfert des images.

Le rapport de contrôle fait figurer les images obtenues et les paramètres récapitulés dans le Tableau 3.3.

Méthode quantitative

Une analyse quantitative est réalisée en calculant le centre de masse des images des différents objets dans chaque modalité selon les trois axes principaux pour les sources ponctuelles et, pour la source linéaire, selon les deux axes transverses X et Y dans 5 plans transverses équidistants selon la direction axiale. Les référentiels des volumes TEP et TDM 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 reconstruites. La connaissance de la table de correspondance entre les référentiels spatiaux des images TEP et TDM est nécessaire si le recalage entre les deux volumes n'est pas effectué a priori (voir section 3.1.3). L'utilisation de données au format DICOM permet d'avoir accès à tous ces

paramètres. Dans le cas d'une source linéaire, les positions des cinq plans de coupe sélectionnés sont établies sur le volume TEP. Les plans de coupe TDM correspondants sont sélectionnés au sens du plus proche voisin avec une erreur de coupe dz_i .

La correspondance TEP-TDM des centres de masses de chaque image est évaluée en calculant :

- les positions x_i, y_i, z_i de chaque source i selon les axes X, Y et Z exprimées en millimètre pour chaque modalité TEP et TDM (respectivement selon X et Y pour la source linéaire) ;
- la différence d'alignement $\delta x_i, \delta y_i, \delta z_i$ de chaque source i selon les trois axes : $\delta x_i = x_i(\text{TEP}) - x_i(\text{TDM})$ (respectivement selon X et Y pour la source linéaire ; dans ce cas, les différences d'alignement δx_i et δy_i ne sont pas corrigées de l'erreur de coupe dz_i qui demeure négligeable en rapport avec la définition des images TEP) ;
- les valeurs $\Delta x, \Delta y$ et Δz selon chaque axe des différences d'alignement moyennées sur toutes les positions de sources étudiées (respectivement selon X et Y pour la source linéaire).

Rapport des résultats

On consigne les paramètres figurés dans le Tableau 3.3. Un décalage moyen systématisé et supérieur à la moitié de la dimension du pixel de l'image TEP motive un nouvel étalonnage de la matrice de correspondance des référentiels TEP-TDM.

Date du contrôle						
Type et référence de la source radioactive						
Nombre de sources :						
Activité nominale [MBq]						
Support utilisé						
Date de l'étalonnage de l'alignement des référentiels TEP-TDM						
Facteurs de translation selon les axes X, Y et Z de la matrice de mise en correspondance TEP-TDM [mm ³]		... × ... × ...				
Facteurs de rotation selon les axes X, Y et Z de la matrice de mise en correspondance TEP-TDM		... × ... × ...				
Facteurs d'homothétie selon les axes X, Y et Z de la matrice de mise en correspondance TEP-TDM [mm ³]		... × ... × ...				
		TEP		TDM		
Protocole d'acquisition						
Protocole de reconstruction						
Taille des voxels selon les axes X, Y et Z [mm ³]		...×...×...		...×...×...		
Champ de vue selon les axes X, Y et Z [mm ³]		...×...×...		...×...×...		
Champ de vue transverse exploré [mm]						
Champ de vue axial exploré [mm]						
Analyse visuelle						
Station de visualisation						
Logiciel : nom et version						
Date de mise en service						
		TEP		TDM		
Format des images						
Correspondance correcte selon l'axe X						
Correspondance correcte selon l'axe Y						
Correspondance correcte selon l'axe Z						
Analyse quantitative						
Station de visualisation						
Logiciel visualisation : nom et version						
Date de mise en service						
		TEP		TDM		
Format des images (propriétaire, DICOM, Interfile) et version						
Unité du codage spatial (pixel, mm)						
Numéro de source		1	2	3	4	5
Position suivant l'axe X [mm]	TEP					
	TDM					
Décalage selon l'axe X : δx [mm]						

Position suivant l'axe Y [mm]	TEP					
	TDM					
Décalage selon l'axe Y : δy [mm]						
Position suivant l'axe Z [mm]	TEP					
	TDM					
Décalage selon l'axe Z : δz [mm]						
Décalage moyen selon l'axe X : Δx [mm]						
Décalage moyen selon l'axe Y : Δy [mm]						
Décalage moyen selon l'axe Z : Δz [mm]						

Tableau 3.3 : Exemple de fiche de suivi de la correspondance entre les référentiels des images TEP et TDM pour une position de lit, des analyses visuelle et quantitative pour 5 sources ponctuelles.

3.5. Contrôles de qualité annuels

Il est recommandé de réaliser les contrôles annuels à la recette, après une mise à jour technique ou logicielle importante et au minimum une fois par an.

3.5.1. Contrôle de l'exactitude du calibrage de la taille des voxels de l'image

But

Les dimensions des voxels des images TEP et TDM interviennent dans les algorithmes de reconstruction, de correction d'atténuation et de fusion des images. L'exactitude de leur calibrage constitue un pré requis nécessaire aux valeurs diagnostiques et quantitatives des images produites.

Il est important de vérifier la taille des voxels de l'image TEP avant d'entreprendre les tests de suivi des performances.

Principe

On calcule dans l'image reconstruite la distance séparant des sources ponctuelles selon les trois axes principaux du champ de vue.

Matériel

Six sources quasi-ponctuelles de ^{18}F sont positionnées par paire à une distance correspondant aux 3/4 des dimensions du champ de vue du système selon chacun des axes X, Y et Z sur un support rigide, l'objet test thoracique par exemple. L'objet test est soigneusement centré et aligné avec l'axe géométrique du système.

Acquisition

Une acquisition centrée sur l'objet test est réalisée pour chaque échantillonnage utilisé dans le cadre des examens cliniques.

Corrections et reconstruction des images

Les données acquises sont normalisées et corrigées du temps mort et des coïncidences fortuites. Elles ne sont corrigées ni des coïncidences diffusées, ni de l'atténuation lorsque le

système permet afin d'éviter tout problème pouvant provenir d'une mauvaise correspondance entre l'image d'atténuation et l'image d'émission.

Traitement des données

Le centre de gravité (x_i, y_i, z_i) de chaque source est calculé.

Les calculs de la taille du pixel (T_X, T_Y, T_Z) sont effectués indépendamment selon chaque axe :

- pour chaque axe, l'alignement des deux sources ponctuelles correspondantes est satisfaisant si ces deux points se projettent dans le volume image dans un même plan parallèle à l'axe considéré. Le cas échéant, l'orientation de l'objet test est réajustée en conséquence et une nouvelle acquisition est réalisée ;
- pour calculer la taille du pixel en X, on mesure la distance en pixels séparant les deux sources alignées suivant l'axe X. Le rapport de la distance réelle en millimètre à la distance en pixels donne la taille du pixel T_X en millimètre.

La différence entre cette mesure et le paramètre d'étalonnage doit être inférieure à 2 %.

3.5.2. Suivi des performances

Le suivi des performances permet de vérifier que les caractéristiques physiques de la caméra sont stables. Il regroupe les tests de résolution spatiale, de fraction de coïncidences diffusées, de taux de comptage et sensibilité, d'exactitude des corrections, de qualité image et les tests spécifiques aux appareils hybrides décrits dans le chapitre 2. Les cinq premiers tests (2.2 à 2.6) peuvent être regroupés en trois manipulations. Alternativement, les tests décrits dans les standard NEMA ou IEC peuvent être utilisés pour le suivi des performances.

3.6. Tableau récapitulatif

Un récapitulatif des contrôles périodiques de qualité à effectuer est donné au Tableau 3.4. Une fiche résumé des résultats des mesures des performance du système est donnée au Tableau 3.5.

Fréquence	Test	Suivi/ Contrôle	Émission/ Transmission Activité	Description du test	Durée immobilisation
Quotidien	Transmission à blanc	C	E	Inspection visuelle Ou Analyse pixel à pixel	30 à 45 minutes, suivant les systèmes.
	Initialisation du TEP	C	E	Analyse par programme constructeur	
	Initialisation du TDM	C	T	Étalonnage dans l'air	
Mensuel, après étalonnage	Correction d'atténuation	C	E, T 40-80 MBq	Analyse de ROI pour différentes conditions d'atténuation	1 heure
	Uniformité de la coupe reconstruite	C	E, T 40-80 MBq	Analyse de ROI	
	SUV	C	E, T 40-80 MBq	Analyse de ROI	
	Correspondance des axes géométriques	C	E, T	Analyse par programme constructeur	
Annuel, après mise à jour	Résolution spatiale	S	E 250 MBq/ml	Calcul de largeurs de profils	2 heures
	Fraction de diffusés	S	E, T 500 MBq au départ des acquisitions	Calcul au niveau des sinogrammes	12 heures
	Taux de comptage et sensibilité	S		Acquisitions successives	
	Exactitude des corrections	S		Analyse de ROI	
	Qualité image	S	E, T 300 MBq au début de la préparation	Analyse de ROI	2 heures
	Exactitude μ	S	T ou E,T 20-40 MBq	Analyse de ROI	1 heure

Tableau 3.4 : Programme des principaux tests de contrôles de qualité et les durées approximatives d'immobilisation associées. L'ordre de grandeur de l'activité à prévoir pour chaque test est donnée à titre indicatif. Pour les systèmes opérants en mode 2D et 3D, les tests devront être réalisés dans les deux configurations.

Date des mesures					
Système TEP					
Numéro de série					
Constructeur					
Radionucléide (^{18}F ou autre)					
Type de source de transmission (^{68}Ge ou ^{137}Cs)					
Activité des sources de transmission [MBq]					
Version logicielle acquisition					
Mode et paramètres d'acquisition					
Échantillonnage et taille du pixel du sinogramme					
Version du logiciel de reconstruction de l'image					
Algorithme de reconstruction					
Paramètres de reconstruction					
Taille voxels de l'image suivant X, Y et Z × × mm ³				
Version du logiciel de correction					
Méthodes de correction					
Mode et paramètres d'acquisition TDM					
Version du logiciel de calcul des coefficients d'atténuation à 511 keV					
Paramètres du logiciel de calcul des coefficients d'atténuation à 511 keV					
Date de l'étalonnage du système					
Date de la mesure de l'efficacité de détection					
Volume objet test « cylindre circulaire » [l]					
Volume objet test « thoracique » [l]					
2.2 Résolution spatiale					
	Positions	1	2	3	4
Position suivant X [mm]					
Position suivant Y [mm]					
Position suivant Z [mm]					
Résolution radiale	LMH _X [mm]				
	LDH _X [mm]				
Résolution tangentielle	LMH _Y [mm]				
	LDH _Y [mm]				
Résolution axiale	LMH _Z [mm]				
	LDH _Z [mm]				
2.3 Fraction de coïncidences diffusées					
Courbe FD _z [%]	sur feuille annexe				
Fraction de coïncidences diffusées du système FD _s [%]					

2.4 Taux de comptage et sensibilité		
Pour chaque acquisition de 15 minutes		
Concentration d'activité du premier objet test au début de l'acquisition [kBq/ml]	feuille annexe	
Taux T_{tot} [coups/s]	feuille annexe	
Taux T_f [coups/s]	feuille annexe	
Taux $NECR$ [coups/s]	feuille annexe	
Valeur maximum de T_v [coups/s]		
Concentration d'activité dans premier objet test au maximum de T_v [kBq/ml]		
Valeur maximum de $NECR$ [coups/s]		
Concentration d'activité dans premier objet test au maximum de $NECR$ [kBq/ml]		
Pour l'acquisition de 2 heures		
Concentration d'activité du premier objet test au début de l'acquisition [kBq/ml]		
Taux T_{tot} [coups/s]		
Taux T_f [coups/s]		
Sensibilité du système [(coups·ml)/(s·Bq)]		
2.5 Exactitude des corrections		
Acquisition de transmission	1 (clinique)	2 (de référence) si TEP seul
Concentration d'activité du premier objet test au début de l'acquisition [kBq/ml]		
Valeur de μ en fonction du plan de coupe [cm^{-1}]	feuille ann.	feuille ann.
Valeur de μ moyenne [cm^{-1}]		
Uniformité en X et en Y de μ	Visuel	Visuel
Pour chaque acquisition de 15 minutes		
Concentration d'activité du premier objet test au début de l'acquisition [kBq/ml]		
Valeur moyenne de la ROI [coups/voxel/s]		
Plage de linéarité de la valeur moyenne de la ROI en fonction de la concentration d'activité [kBq/ml]		
Pour l'acquisition de 2 heures		
Concentration d'activité du premier objet test au début de l'acquisition [kBq/ml]		
Valeur moyenne de la ROI [kBq/ml]		
Valeur moyenne de la ROI [SUV]		
Indice de non-uniformité radiale $u_{r,z}$ par plan coupe	Feuille annexe	
Indice de non-uniformité radiale $u_{r,s}$ du système		

2.6 Qualité d'image			
Activité A_{70} injectée à un patient de 70 kg [MBq]			
Délai T_D entre injection et début acquisition patient [min]			
Concentration d'activité du fond C_{fond} [kBq/ml]			
Rapport de concentration d'activité entre sphères chaudes et le fond $a_{\text{chaude}}/a_{\text{fond}}$			
Concentration d'activité du fond effective en t_a [kBq/ml]			
Pour chaque sphère de contraste			
Diamètres [mm]			
Type	ch _{fond}	ch _{poum}	fr _{fond}
Valeur moyenne $ROI_{\text{sphère}}$ [kBq/ml]			
Valeur moyenne $\langle ROI_{\text{fond}} \rangle$ [kBq/ml]			
Si sphère poumon, ROI_{poumon} [kBq/ml]			
Contraste Q			
Écart-type $\sigma(ROI_{\text{variabilité}})$			
Moyenne $\langle ROI_{\text{variabilité}} \rangle$			
Variabilité du fond VAR			
2.7 Exactitude carte d'atténuation à 511 keV			
Pour chaque insert			
Matériau			
Masse volumique [g/cm ³]			
Coefficient d'atténuation linéaire à 70 keV [cm ⁻¹]			
Coefficient d'atténuation linéaire à 511 keV [cm ⁻¹]			
Valeur moyenne de μ mesurée [cm ⁻¹]			
2.8 Exactitude la correction d'atténuation			
Pour chaque insert			
Concentration d'activité mesurée à l'activimètre [kBq/ml]			
Concentration produit de contraste [mgI/ml]			
Dilution produit de contraste [%]			
Valeur moyenne dans ROI [kBq/ml]			
Valeur moyenne dans ROI divisée par concentration radioactive mesurée à l'activimètre			

Tableau 3.5 : Récapitulatif des résultats des mesures de performances.

ANNEXE : NORMES NEMA ET IEC

Plusieurs normes sont actuellement applicables. Leur propos est de spécifier les procédures pour l'évaluation des performances des tomographes à émission de positons. Ces résultats sont utilisés par les constructeurs pour caractériser et garantir les niveaux de performances de leurs appareils. L'utilisateur peut donc comparer les performances des différents appareils sur le marché.

La norme NEMA NU 2-1994 [23] est la plus ancienne, elle a été proposée par la section nucléaire de l'association américaine des constructeurs d'appareils (*National Electrical Manufacturers Association*). Elle a été développée pour une imagerie 2D avec des champs de vue axiaux inférieurs à 17 cm.

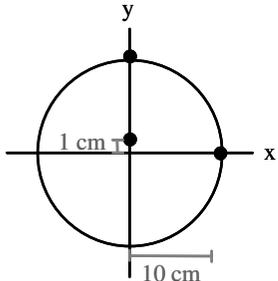
Cette norme a ensuite été amendée par la même association pour former la norme NEMA NU 2-2001 [24] afin de tenir compte de l'évolution des champs de vue axiaux et de l'utilisation du mode 3D. Les tests proposés sont plus représentatifs des applications cliniques. Ainsi, plusieurs tests ont été modifiés pour se rapprocher des conditions d'examen oncologique, en introduisant un nouvel objet test plus proche de la géométrie thoracique.

Enfin des normes ont été publiées par la Commission Électrotechnique Internationale (IEC) successivement en 1998 [25] et 2005 [26]. La première norme publiée en 1998 décrit des tests de mesure des performances équivalents à ceux de la norme NEMA NU2-1994 en prenant en compte trois configurations d'imagerie (cérébrale, cardiaque et abdominale). Le second document publié en 2005 présente les tests de routine requis pour le contrôle de qualité périodique.

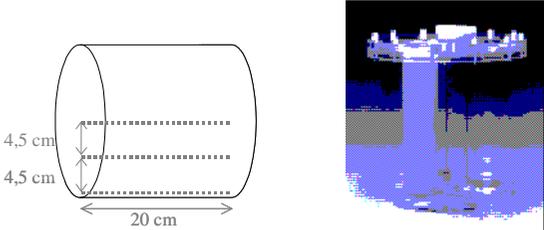
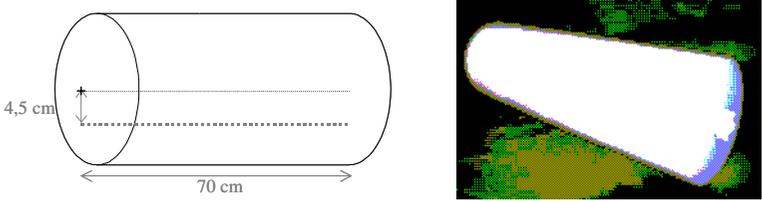
Les test suivants sont décrits dans cet annexe :

- Résolution spatiale ;
- Fraction de coïncidences diffusées ;
- Mesure des taux de comptage ;
- Vérification des corrections de perte de comptage et de rayonnement fortuit ;
- Sensibilité ;
- Qualité image ;
- Vérification de la correction de diffusion ;
- Vérification de la correction de l'atténuation ;
- Uniformité

La répartition des tests et leur intitulé peuvent différer de celles proposées dans le chapitre 2.

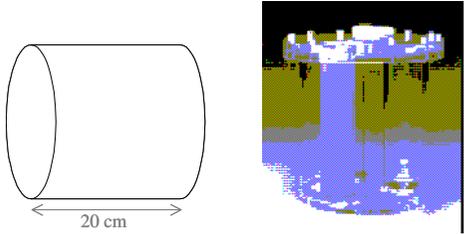
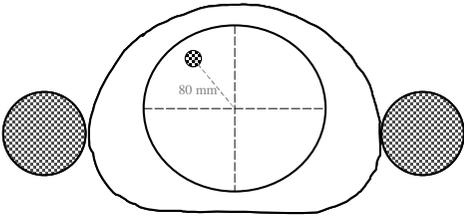
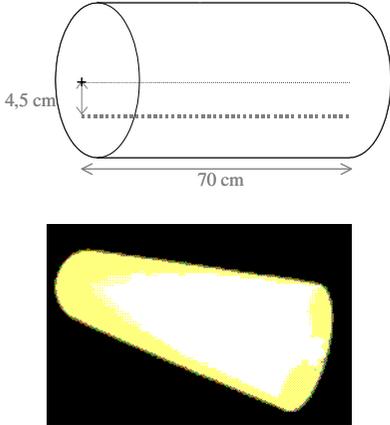
RESOLUTION SPATIALE			
	NEMA-1994	IEC-1998	NEMA-2001
Principe	La résolution spatiale est déterminée dans les 3 directions (radiale, tangentielle et axiale) à l'aide de sources quasi-ponctuelles (capillaires en verre) et des lignes sources dans l'air.		
Objet test	<p>Résolution transverse : trois lignes sources parallèles à l'axe de l'appareil, à 1, 5 et 10 cm de l'axe de l'appareil.</p> <p>Résolution axiale : sources ponctuelles placées à 0, 5, 10 cm de l'axe de l'appareil. Les sources sont placées successivement à 0, 2, 4, 6, 8, 10 cm le long de l'axe de l'appareil.</p>	<p>Résolution transverse : ligne source insérée parallèlement à l'axe de l'appareil à une distance de 1, 5, 10, 15 cm de l'axe.</p> <p>Résolution axiale : sources ponctuelles placées aux mêmes positions radiales que pour la résolution transverse. Les sources sont placées successivement à 0, 2, 4, 6, 8, 10 cm le long de l'axe de l'appareil.</p>	<p>Trois sources ponctuelles placées dans le même plan axial.</p> 
Acquisition	Test réalisé avec une faible activité de ^{18}F . Échantillonnage spatial le plus fin possible.	Test réalisé avec une faible activité de ^{18}F . Échantillonnage spatial $< \text{LMH}/10$	Test réalisé avec une faible activité de ^{18}F . Deux acquisitions sont effectuées en disposant cet arrangement au centre du champ de vue, puis décalé dans le sens axial d'un quart de longueur du champ de vue axial. Échantillonnage spatial le plus fin possible.
Traitement des données	Correction des événements fortuits et du temps mort. Reconstruction avec FBP et filtre rampe.	Reconstruction avec un filtre rampe.	Reconstruction avec FBP sans apodisation ni filtrage.
Analyse	Mesure de la LMH et de la LDH déterminée par une interpolation linéaire entre les pixels adjacents à la moitié de la valeur maximale de la fonction réponse. Ces largeurs sont converties en mm en multipliant par la taille du pixel.		

FRACTION DE COINCIDENCES DIFFUSEES

	NEMA-1994 et IEC-1998	NEMA-2001
Principe	Les corrections de fortuits et de temps mort sont supposées efficaces. Connaissant les limites de l'objet radioactif, le taux de diffusé est estimé à l'intérieur et à l'extérieur de l'objet.	L'acquisition est commune pour la mesure des taux de comptage et pour la vérification des corrections du temps mort et des fortuits. Des acquisitions sont réalisées à intervalle régulier jusqu'à obtenir un taux de fortuits et une perte par temps mort négligeables. En extrapolant le taux de coïncidences vraies mesuré à basses activités, on peut estimer la perte en taux de comptage à de hautes activités puis la fraction de diffusé.
Objet test	<p>Ligne source placée dans un cylindre de 20 cm de longueur rempli d'eau parallèlement à l'axe du cylindre. La ligne source est placée à une position radiale de 0, 4,5 et 9 cm de l'axe du cylindre.</p> 	<p>Ligne source placée dans un cylindre plein de 70 cm de longueur parallèlement à son axe à une position radiale excentrée de 4,5 cm.</p> 
Acquisition	Ligne source remplie avec une faible activité de ^{18}F . Le cylindre est centré dans le champ de vue. Trois acquisitions sont réalisées en plaçant la ligne source aux 3 positions.	Ligne source remplie avec une forte activité de ^{18}F . Le cylindre est centré dans le champ de vue. Des acquisitions d'une durée $\leq T_{1/2}$ sont périodiquement effectuées, jusqu'à atteindre un taux de fortuits et une perte de comptage inférieurs à 1 %. La soustraction en ligne des fortuits ne doit pas être utilisée lors de l'acquisition.
Traitement des données	Correction du temps mort et des fortuits. Pas de reconstruction	Aucune correction. Pas de reconstruction. Seule la dernière acquisition réalisée est utilisée pour mesurer la fraction de diffusé.

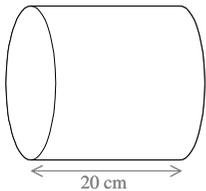
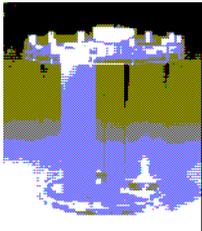
Analyse	<p>Pour chaque sinogramme, les projections sont alignées de façon à obtenir au centre du sinogramme le pixel d'intensité maximale. Après cette étape, la somme des projections est réalisée. Les événements non diffusés sont supposés être répartis dans une bande de largeur fixe autour du pixel d'intensité maximale (bande de 4 cm pour NEMA-1994 et de $4 \times \text{LMH}$ pour IEC). Les coïncidences diffusées présentes à l'intérieur de la bande sont estimées par une interpolation linéaire en fonction des événements (supposés diffusés) à l'extérieur de la bande. Le nombre de coïncidences totales et le nombre de coïncidences correspondant au rayonnement diffusé peuvent alors être calculés pour les 3 positions de la source. La fraction de diffusé totale est alors calculée en fonction des 3 acquisitions.</p>	<p>Pour chaque sinogramme, les projections sont alignées de façon à obtenir au centre du sinogramme le pixel d'intensité maximale. Après cette étape la somme des projections est réalisée. Tous les événements situés à l'extérieur d'une bande de 4 cm autour du pixel d'intensité maximale sont supposés diffusés ou fortuits. Les coïncidences diffusées et fortuites présentes à l'intérieur de la bande sont estimées par une interpolation linéaire. Le nombre de coïncidences totales et le nombre de coïncidences diffusées et fortuites peuvent être calculés pour chaque acquisition. Pour la dernière acquisition, les coïncidences fortuites sont considérées négligeables et le nombre de coïncidences diffusées et fortuites est égal au nombre de coïncidences diffusées. La fraction de diffusé peut alors être mesurée pour cette dernière acquisition.</p>
----------------	--	---

MESURE DES TAUX DE COMPTAGE

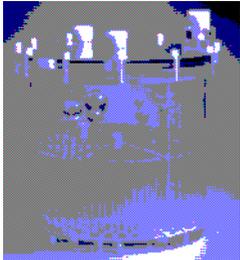
	NEMA-1994	IEC-1998	NEMA-2001
Principe	Des acquisitions sont réalisées jusqu'à obtenir un taux de fortuits et une perte par temps mort négligeables. En extrapolant le taux de vrais mesurés pour ces basses activités, on peut estimer le taux de coïncidences vraies.	Pour cette norme, le taux de coïncidences vraies inclut les coïncidences vraies non diffusées et les coïncidences diffusées. La procédure évalue la relation entre le taux de coïncidences vraies et l'activité présente dans 3 configurations.	L'acquisition est commune avec la mesure de la fraction de diffusé (NEMA-2001).
Objet test	<p>Cylindre creux de 20 cm de longueur.</p> 	<p>Cylindre creux de 20 cm de longueur. Ligne source pouvant être introduite dans le cylindre parallèlement à son axe. Objet test thoracique creux et deux cylindres reproduisant les membres supérieurs. À l'aide des différents objets, 3 configurations d'imagerie (cérébrale, cardiaque ou abdominale) sont simulées.</p> 	<p>Objet test identique à celui proposé pour la mesure de la fraction de diffusé (NEMA-2001).</p> 

Acquisition	Cylindre rempli d'une forte activité de ^{18}F , centré dans le champ de vue. Des acquisitions sont réalisées à un intervalle $< T_{1/2}$ jusqu'à atteindre un taux de fortuits et une perte de comptage $< 1\%$.	Cylindre et ligne source remplis d'une forte activité de ^{18}F . Le cylindre est centré dans le champ de vue. Les autres objets sont soit vides, soit remplis d'eau. Des acquisitions sont réalisées à un intervalle $< T_{1/2}$ jusqu'à atteindre un taux de fortuits et une perte de comptage $< 1\%$.	L'acquisition est commune avec celle de la mesure du rayonnement diffusé (NEMA-2001).
Traitement des données	Aucune correction. Pas de reconstruction.	Correction des coïncidences fortuites. Pas de reconstruction.	Le traitement est similaire à celui de la mesure du rayonnement diffusé (NEMA-2001).
Analyse	Pour chaque acquisition, le taux de coïncidences fortuites est obtenu à partir du taux de photons uniques ou par ligne à retard. A partir du taux de coïncidences vraies et diffusées des 3 dernières acquisitions, on calcule par extrapolation le taux de coïncidences vraies et diffusées qui serait obtenu sans perte par temps mort. Le pourcentage de perte par temps mort est calculé comme pourcentage d'erreur entre le taux mesuré et le taux extrapolé. Le nombre de coïncidences diffusées et vraies est déterminé dans une ROI rectangulaire centrée dans la direction axiale sur les sinogrammes. Pour chaque acquisition, connaissant la fraction de diffusé, on détermine le taux de coïncidences vraies.	Le taux de coïncidences mesurées (vraies et diffusées) et le taux de coïncidences fortuites sont déterminés en fonction de l'activité. Le facteur de conversion entre l'activité et le vrai taux de coïncidences sans perte de comptage est déterminé à l'aide des 3 dernières acquisitions.	Le début de l'analyse est similaire à celui de la mesure du rayonnement diffusé. Pour chaque acquisition, le nombre d'événements total et le nombre d'événements diffusés et fortuits sont connus. Le taux de coïncidences vraies est calculé comme la différence entre le taux de coïncidences totales et le taux de coïncidences fortuites et diffusées. Connaissant la fraction de diffusé, le taux de coïncidences fortuites et le taux de coïncidences diffusées sont calculés. Le NEC est calculé comme le ratio du carré du taux de coïncidences vraies et du taux de coïncidences totales.

VERIFICATION DES CORRECTIONS DE PERTE DE COMPTAGE ET DE RAYONNEMENT FORTUIT		
	IEC-1998	NEMA-2001
Principe	L'acquisition est commune avec la mesure des taux de comptage (IEC-1998). Dans le cas de cette norme, le taux de coïncidences vraies inclut les coïncidences vraies non diffusées et les coïncidences diffusées. Après reconstruction et corrections des pertes de comptage, des fortuits et de la décroissance, le nombre de coïncidences vraies doit être identique quelque soit la configuration clinique.	L'acquisition est commune avec la mesure de la fraction de diffusé (NEMA-2001). En extrapolant le taux mesuré pour les basses activités et en le comparant au taux de vrais corrigé du temps mort et des fortuits, on peut estimer l'exactitude des corrections de temps mort et de fortuits.
Objet test	Objets test identiques à ceux proposés pour la mesure des taux de comptage (IEC-1998).	Objet test identique à celui proposé pour la mesure de la fraction de diffusé (NEMA-2001).
Acquisition	Série d'acquisitions pour les 3 configurations commune avec celles des taux de comptage (IEC-1998).	Série d'acquisitions commune avec celle de la mesure du rayonnement diffusé (NEMA-2001).
Traitement des données	Corrections de pertes de comptage et de la décroissance radioactive. Reconstruction.	Toutes les corrections disponibles. Reconstruction avec la méthodologie clinique.
Analyse	Une région d'intérêt est tracée autour de l'objet radioactif. Pour chaque acquisition, le nombre de coïncidences vraies, le nombre de coïncidences vraies corrigées des pertes de comptage et le nombre de coïncidences vraies corrigées des pertes de comptage et de la décroissance radioactive sont mesurés. A bas taux de comptage, le nombre de coïncidences vraies corrigées des pertes de comptage et de la décroissance radioactive doit être constant pour les acquisitions successives.	Pour chaque acquisition, on détermine le taux de coïncidences vraies dans une région d'intérêt circulaire, centrée sur le champ de vue transverse. On calcule également le taux de coïncidences vraies qui serait obtenu sans perte de temps mort et sans fortuits par extrapolation des taux de comptage obtenus dans la même région pour les 3 dernières acquisitions réalisées. Le pourcentage d'erreur relative entre le taux de coïncidences vraies mesuré et le taux extrapolé est alors déterminé.

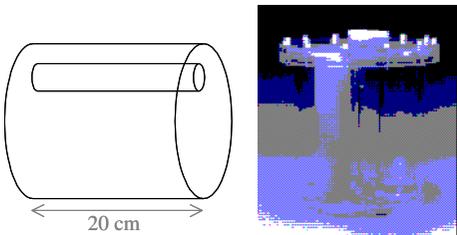
SENSIBILITE			
	NEMA-1994	IEC-1998	NEMA-2001
Principe	Connaissant l'activité placée dans un objet uniforme et le nombre de coups corrigés des pertes de comptage, on peut obtenir la sensibilité du système pour la géométrie de l'objet.	Connaissant l'activité placée dans un objet uniforme et le nombre de coups détectés à bas taux de comptage, on peut obtenir la sensibilité du système pour la géométrie de l'objet.	Acquisitions successives de sensibilité réalisées avec des milieux atténuants croissants. Par extrapolation, on peut obtenir la sensibilité sans milieu atténuant.
Objet test	Objet test cylindrique creux de 20 cm de longueur dont le volume est connu avec précision. 		Ligne source creuse de 70 cm de longueur et une série de manchon en métal d'épaisseur connue. 
Acquisition	Le cylindre est rempli uniformément avec une faible activité de ^{18}F . Il est centré dans le champ de vue, son activité est connue avec précision.		Test réalisé avec une faible activité de ^{18}F . La ligne source est centrée dans le champ de vue transverse. Deux séries d'acquisitions avec une distance radiale de 0 et 10 cm. Pour chaque série, les différents manchons métalliques sont ajoutés au fur et à mesure.
Traitement des données	Corrections des événements fortuits et du temps mort. Pas de reconstruction.	Correction des événements fortuits. Pas de reconstruction.	Correction de la décroissance. Pas de reconstruction.
Analyse	La sensibilité pour les événements non diffusés est calculée en fonction de la fraction de diffusé, du nombre d'événements acquis, de la durée d'acquisition et de l'activité.		Les taux de comptages mesurés sont extrapolés au cas sans atténuation. La sensibilité est obtenue en divisant la valeur obtenue sans atténuation par l'activité mesurée.

QUALITE IMAGE

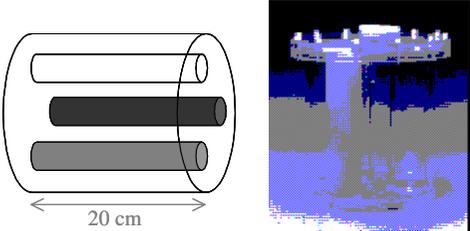
	IEC-1998	NEMA-2001
Principe	L'acquisition d'un objet test contenant des lésions chaudes permet de visualiser la qualité image et l'effet de la taille des lésions.	L'acquisition d'un objet test thoracique contenant des lésions froides et chaudes de différents diamètres permet de comparer la qualité image dans des conditions cliniques.
Objet test	<p>Objet test cylindrique creux de longueur 20 cm pouvant contenir dans le même plan 6 sphères creuses de diamètre compris entre 10 et 37 mm.</p> 	<p>Objet test thoracique creux pouvant contenir six sphères creuses de diamètre compris entre 10 et 37 mm et un insert cylindrique de densité similaire au poumon. Ligne source placée dans un cylindre plein de longueur 70 cm.</p> 
Acquisition	Les objets sont remplis avec une faible concentration de ^{18}F . Une acquisition avec les sphères radioactives placées dans le cylindre vide et une acquisition sans les sphères avec le cylindre rempli de solution radioactive.	L'objet thoracique est rempli avec une concentration clinique de ^{18}F . Les 4 plus petites sphères sont remplies avec une concentration 4 ou 8 fois supérieure. Les 2 plus grosses sphères sont remplies d'eau. L'objet test thoracique est placé de façon à ce que les sphères soient centrées dans le champ de vue. Le cylindre de 70 cm contenant la ligne source est accolé à l'objet thoracique à l'extérieur du champ de vue.
Traitement des données	Toutes les corrections disponibles sont appliquées (correction d'atténuation analytique). Reconstruction avec un filtre rampe.	Corrections et reconstruction utilisées en méthodologie clinique.

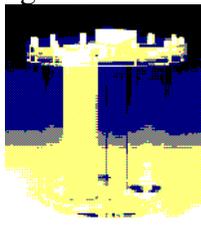
<p>Analyse</p>	<p>La coupe passant par le centre des sphères est sélectionnée. Des ROI circulaires de diamètre égal à la LMH de l'appareil sont dessinées sur chaque sphères. Une ROI de diamètre 15 cm est dessinée sur l'image du cylindre uniforme. Les rapports entre concentration mesurée et concentration théorique sont calculés dans les sphères et le cylindre. Le coefficient de recouvrement est ensuite déterminé pour chaque sphère.</p>	<p>La coupe passant par le centre des sphères est sélectionnée. Une ROI circulaire de diamètre identique à celui de la sphère est dessinée sur chaque sphère. Des ROI circulaires de mêmes diamètres sont dessinées dans l'objet thoracique. Les rapports de concentration mesurés dans les ROI des sphères et dans les ROI de l'objet thoracique sont calculés. Connaissant les concentrations théoriques, le pourcentage de recouvrement de contraste est ensuite déterminé pour les sphères radioactives et les sphères non radioactives.</p>
-----------------------	---	--

VERIFICATION DE LA CORRECTION DE DIFFUSION

	NEMA-1994	NEMA-2001
Principe	Mesurer le rayonnement diffusé encore présent dans l'image après la correction de diffusé et reconstruction dans un objet non radioactif.	L'acquisition d'un objet test thoracique contenant un insert non radioactif de densité pulmonaire permet de vérifier l'exactitude des corrections d'atténuation et de diffusion.
Objet test	Objet test cylindrique de 20 cm de longueur contenant un insert cylindrique excentré de diamètre 5 cm. <div style="text-align: center;">  </div>	Objet test identique à celui proposé pour la mesure de la qualité image (NEMA-2001). <div style="text-align: center;">  </div>
Acquisition	Cylindre empli d'une faible activité de ^{18}F . L'insert est rempli d'eau non radioactive. Le cylindre est décalé dans le champ de vue de 25 mm dans la direction radiale.	Acquisition commune avec celle de la mesure de la qualité image (NEMA-2001).
Traitement des données	Corrections du temps mort, des événements fortuits, de la diffusion et de l'atténuation. Reconstruction standard par FBP.	Traitement des données commun avec celui de la mesure de la qualité image (NEMA-2001).
Analyse	Pour chaque coupe, des ROI circulaires de 3 cm de diamètre sont dessinées : une ROI centrée sur l'insert cylindrique et douze ROI dans le cylindre. Le rapport de concentration entre l'insert non radioactif et le cylindre radioactif est calculé pour chaque coupe. Ce rapport, qui représente la fraction de diffusé restante, doit théoriquement être nul.	Une ROI circulaire de 3 cm de diamètre, centrée sur l'insert pulmonaire, est tracée sur toutes les coupes. Des ROI circulaires de diamètre 3 cm sont dessinées dans l'objet thoracique. Le rapport de concentration entre l'insert pulmonaire non radioactif et l'objet thoracique radioactif est calculé pour chaque coupe. Ce rapport doit théoriquement être nul.

VERIFICATION DE LA CORRECTION DE L'ATTENUATION

	NEMA-1994 et IEC-1998	NEMA-2001
Principe	Vérifier la correction de l'atténuation pour un milieu de densité non uniforme. La méthode n'est prévue que pour des appareils équipés d'un dispositif de mesure de transmission.	L'acquisition d'un objet test thoracique contenant un insert non radioactif de densité pulmonaire permet de vérifier l'exactitude des corrections d'atténuation et de diffusion.
Objet test	<p>Objet test cylindrique de 20 cm de longueur contenant trois inserts cylindriques de diamètre 5 cm simulant trois coefficients d'atténuation différents (air, eau, solide).</p> <div style="text-align: center;">  </div>	<p>Objet test identique à celui proposé pour la mesure de la qualité image (NEMA-2001).</p> <div style="text-align: center;">  </div>
Acquisition	Les inserts sont non radioactifs. Acquisition en transmission sans radioactivité. Acquisition en émission avec le cylindre rempli d'une faible activité de ^{18}F .	Acquisition commune avec celle de la mesure de la qualité image (NEMA-2001).
Traitement des données	Correction du temps mort, des événements fortuits, de la diffusion et de l'atténuation. Reconstruction standard.	Traitement des données commun avec celui de la mesure de la qualité image (NEMA-2001).
Analyse	Des ROI circulaires de 3 cm de diamètre sont dessinées sur les 3 inserts cylindriques et dans le cylindre. Le rapport de concentration entre chaque insert non radioactif et le cylindre radioactif est calculé. Ces rapports en pourcentage représentent l'erreur relative pour les 3 milieux. La non uniformité de la correction d'atténuation est calculée en fonction des concentrations mesurées dans les ROI du cylindre.	Analyse des données commune avec celle de la vérification de la correction de la diffusion (NEMA-2001)

UNIFORMITE	
NEMA-1994	
Principe	L'acquisition d'un objet test uniformément radioactif permet de visualiser les non-uniformités dans le champ de vue.
Objet test	Objet test cylindrique de 20 cm de longueur. 
Acquisition	Objet test rempli uniformément avec une activité de ^{18}F , centré dans le champ de vue axial et décentré de 2,5 cm verticalement.
Traitement des données	Toutes les corrections disponibles sont appliquées. Reconstruction standard par FBP.
Analyse	Le volume reconstruit du cylindre est fractionné en régions carrées de 1 cm de côté. Pour chaque région, le nombre d'événements moyen, maximal et minimal sont déterminés. A l'aide de ces valeurs, la non-uniformité de chaque coupe, du volume et du système sont déterminées.

BIBLIOGRAPHIE

- [1] Humm JL, Rosenfeld A, Del Guerra A. From PET detectors to PET scanners. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2003;30:1574-1597.
- [2] Valk PE, Bailey DL, Townsend DW, Maisey MN. *Positron Emission Tomography: Basic Science and Clinical Practice*. London, UK: Springer ; 2002.
- [3] Strother SC, Casey ME, Hoffman EJ. Measuring PET scanner sensitivity: relating countrates to image signal-to-noise ratios using noise equivalent counts. *IEEE Trans Nucl Sci* 1990;37:783–788.
- [4] Derenzo. *Kinetics & Image Analysis in Brain PET*. Ed. Uemura *et al*, Elsevier, 1993:25-40.
- [5] Levin CS *et al*. Calculation of positron range and its effect on the fundamental limit of positron emission tomography system spatial resolution. *Phys Med Biol* 1999;44:781–99.
- [6] Imaging Technology News. www.itnonline.net, comparison chart (dernière consultation le 08/03/2007).
- [7] Daube-Witherspoon ME, Muehllehner G. Treatment of axial data in three-dimensional PET. *J Nucl Med* 1987; 28 :1717-24.
- [8] Defrise M, Kinahan PE, Townsend DW, Michel C, Sibomana M, Newport DF. Exact and approximate rebinning algorithms for 3D PET data. *IEEE Trans Med Imag* 1997;16: 145-58.
- [9] Natterer F. *The mathematics of computerized tomography*. New York, NY: Wiley; 1986.
- [10] Kinahan PE, Rogers JG. Analytical three-dimensional image reconstruction using all detected events. *IEEE Trans Nucl Sci* 1990; 36: 964-8.
- [11] Shepp LA, Vardi Y. Maximum likelihood reconstruction form emission tomography. *IEEE Trans Med Imag* 1982; 1:113-22.
- [12] Hudson H, Larkin. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imag* 1994; 13: 601-9.
- [13] Browne J, De Pierro AR. A row action alternative to the EM algorithm for maximizing likelihoods in emission tomography. *IEEE Trans Med Imag* 1996;15:687-99.
- [14] Zaidi H. Comparative evaluation of scatter correction techniques in 3D positron emission tomography. *Eur J Nucl Med* 2000; 27: 1813-1826.
- [15] Bailey DL, Meikle SR. A convolution-subtraction scatter correction method for 3D PET. *Phys Med Biol* 1994;39: 411-24.

- [16] Bénard F, Smith R J, Hustinx R, Karp J S et Alavi A, Clinical evaluation of processing techniques for attenuation correction with ^{137}Cs in whole-body PET imaging. *J Nucl Med* 1999; 40: 1257-1263.
- [17] Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T, Sashin D. Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. *Med Phys* 1998; 25: 2046-2053.
- [18] Antoch G, Freudenberg LS, Egelhof T, Stattaus J, Jentzen W, Debatin JF, Bockisch A. Focal Tracer Uptake: A Potential Artifact in Contrast-Enhanced Dual-Modality PET/CT Scans. *J Nucl Med* 2002; 43: 1339-1342.
- [19] Keyes JW. SUV: Standard uptake or silly useless value? *J Nucl Med* 1995; 36: 1973-1979.
- [20] Kim CK and Gupta NC. Dependency of standardized uptake values of fluorine-18 fluorodeoxyglucose on body size: comparison of body surface area correction and lean body mass correction. *Nucl Med Commun* 1996; 17: 890-894.
- [21] Soret M., Bacharach SL, Buvat I. Partial-Volume Effect in PET Tumor Imaging. *J Nucl Med* 2007; 48 :932-45.
- [22] Carney JP, Townsend DW, Rappoport V, Bendriem B. Method for transforming CT images for attenuation correction in PET/CT imaging. *Med Phys* 2006; 33: 976-983.
- [23] NEMA Standards publication NU 2-1994, Performance measurements of positron emission tomographs, National Electrical Manufacturers Association, 1994.
- [24] NEMA Standards publication NU 2-2001, Performance measurements of positron emission tomographs, National Electrical Manufacturers Association, 2001.
- [25] IEC Publication 61675-1, Radionuclide imaging devices. Characteristics and test conditions. Part 1 : Positron emission tomographs, 1998
- [26] IEC Publication 61948-3, Nuclear medicine instrumentation. Routine tests. Part 3 : Positron emission tomographs, 2005

LEXIQUE DES SIGLES ET DES ACRONYMES

- 3DRP, algorithme de reprojection 3D (*3DRP, 3D reprojection*)
- CdVA, champ de vue axial
- EM-ML, maximisation de l'espérance – maximum de vraisemblance (*EM-ML, expectation maximization – maximum likelihood*)
- FBP, rétroprojection filtrée (*FBP, filtered backprojection*)
- FCA, facteur de correction d'atténuation (*ACF, attenuation correction factor*)
- FCD, facteur de correction de décroissance (*DCF, decay correction factor*)
- FE, facteur d'étalonnage (*CF, calibration factor*)
- FORE, méthode de ré-échantillonnage 3D-2D de Fourier (*FORE, Fourier rebinning*)
- LDH, largeur à un dixième du maximum (*FWTM, full width at tenth maximum*)
- LDR, ligne de réponse (*LOR, line of response*)
- LMH, largeur à mi-hauteur (*FWHM, full width at half -maximum*)
- NECR, taux NEC (*NECR, noise equivalent count rate*)
- OSEM, maximisation de l'espérance par sous-ensembles ordonnés (*OSEM, ordered subset expectation maximization*)
- RAMLA, algorithme de maximum de la vraisemblance par action sur les lignes (*RAMLA, row action maximum likelihood algorithm*)
- PSF, réponse impulsionnelle, ou fonction de dispersion au point (*PSF, point spread function*)
- ROI, région d'intérêt (*ROI, region of interest*)
- SSRB, méthode de ré-échantillonnage 3D-2D mono-coupe (*SSRB, single slice rebinning*)
- SUV, valeur standard de fixation (*SUV, standard uptake value*)
- TDM, tomodesitométrique (*CT, computed tomography*)
- TPM, tube photomultiplicateur (*PMT, photomultiplier tube*)

INDEX

- algorithme de ré-arrangement 3D-2D, 13
- algorithme de re-projection 3DRP, 15
- algorithme de rétroprojection filtrée, 14
- algorithme EM-ML, 17
- algorithme FORE, 13
- algorithme OSEM, 17
- algorithme RAMLA, 17
- algorithme SSRB, 13
- angle azimutal, 10
- angle co-polaire, 14
- atténuation, 7
- coïncidence diffusée, 7
- coïncidence fortuite, 7
- coïncidence retardée, 18
- coïncidence vraie, 7
- coïncidences totales, 7
- détection en coïncidence, 6
- différence d'anneau, 11
- efficacité de détection intrinsèque, 18
- efficacité géométrique, 18
- étalonnage, 22
- facteur de correction d'atténuation, 20
- facteur de correction de décroissance, 21
- fenêtre d'apodisation, 15
- fenêtre de coïncidence, 6
- fenêtre temporelle décalée, 18
- ligne de réponse, 6
- mesure de l'efficacité de détection, 18
- mode d'acquisition 2D, 6
- mode d'acquisition 3D, 6
- photon unique, 18
- position radiale, 10
- quantification absolue, 22
- quantification relative, 22
- reconstruction analytique, 12
- reconstruction itérative, 12
- septa, 6
- sinogramme, 11
- sinogramme droit, 11
- sinogramme oblique, 11
- sinogramme quasi-droit, 11
- taux NEC, 8
- transmission à blanc, 21
- valeur standard de fixation *SUV*, 22
- voxel, 12
- vraisemblance, 17

Édité par : Société Française de Physique Médicale
Institut Curie - 26 rue d'Ulm 75248 Paris Cedex 05 www.sfpm.asso.fr
Dépôt légal : Avril - 2008
ISBN 2 – XXXX – XXXX -X