

**CONTRÔLE DE QUALITÉ  
ET MESURE DES PERFORMANCES  
DES GAMMA CAMERAS**

**Rapport S.F.P.M. n°28**

Mise à jour des rapports S.F.P.H.

Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations :  
Mode planaire (1992), Mode tomographique (1996), Mode corps entier (1997)

**Société Française de Physique Médicale**  
Centre Antoine Bécère 45, rue des Saints Pères F-75270 Paris VI  
[www.sfpm.asso.fr](http://www.sfpm.asso.fr)

## AUTEURS DU GROUPE DE TRAVAIL

Yolande PETEGNIEF, coordinatrice	CHU Jean Minjoz, Besançon
Corinne BARRAU*	CHU Caremeau, Nimes
Jérémy COULOT	Institut Gustave Roussy, Villejuif
Marie Thérèse GUILHEM*	CHU La Source, Orléans
Sébastien HAPDEY	Centre Henri Becquerel CHU Charles Nicolle, Rouen
Jean-Marc VRIGNEAUD	Centre Georges François Leclerc, Dijon

Avec les contributions de :

Yann METAYER	Centre Alexis Vautrin, Nancy
Magali PICONE	CHG, Chambéry
Marcel RICARD	Institut Gustave Roussy, Villejuif
Cécile SALVAT	CHU Lariboisière -APHP, Paris

\*membre SFPM de la commission AFSSAPS :

Contrôle de qualité des explorations diagnostiques en Médecine Nucléaire

### **Relecteurs**

Francis BOUCHET	CHU	Angers
Ludovic FERRER	Centre René Gauducheau	Nantes
Caroline MURAT	CH Avignon	Avignon

TABLE DES MATIERES :

<b>1. INTRODUCTION GENERALE.....</b>	<b>1</b>
<b>2. PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DES CAMERAS A SCINTILLATIONS .....</b>	<b>2</b>
<b>2.1 PRINCIPE DE LA CAMERA A SCINTILLATIONS ET DEFINITIONS.....</b>	<b>8</b>
<b>2.2 CARACTERISTIQUES DE LA CAMERA A SCINTILLATIONS.....</b>	<b>9</b>
2.2.1. Performances.....	9
2.2.2. Réponse du collimateur .....	10
2.2.3. Différents types d'acquisition.....	10
<b>2.3 RECONSTRUCTION TOMOGRAPHIQUE .....</b>	<b>11</b>
2.3.1. Algorithmes analytiques .....	12
2.3.2. Algorithmes algébriques itératifs .....	12
<b>2.4 CORRECTIONS LOGICIELLES EN IMAGERIE MONOPHOTONIQUE.....</b>	<b>13</b>
2.4.1. Corrections de l'effet d'atténuation .....	13
2.4.2. Correction de l'effet de diffusion .....	14
2.4.3. Correction de l'effet de la réponse du collimateur.....	16
2.4.4. Correction de l'effet de volume partiel.....	16
<b>3. MESURES DE PERFORMANCES .....</b>	<b>18</b>
<b>3.1. PREAMBULE .....</b>	<b>18</b>
<b>3.2. MODE PLANAIRE.....</b>	<b>20</b>
3.2.1 Introduction .....	20
3.2.2 Non-uniformité de réponse.....	21
3.2.3 Non linéarité et résolution spatiale.....	25
3.2.4 Sensibilité du système.....	34
3.2.5 Taux de comptage du système en présence de milieu diffusant.....	36
3.2.6 Résolution intrinsèque en énergie .....	38
3.2.7 Fuites de blindage.....	39
3.2.8 Vérification des dimensions du pixel.....	42
<b>3.3. MODE CORPS ENTIER.....</b>	<b>44</b>
3.3.1 Variation longitudinale de spectrométrie .....	44
3.3.2 Non-uniformité de réponse en mode balayage corps entier.....	45
3.3.3 Constance de la vitesse de balayage .....	47
3.3.4 Résolution spatiale en mode balayage corps entier .....	48
<b>3.4. MODE TOMOGRAPHIQUE .....</b>	<b>52</b>
3.4.1 Introduction .....	52
3.4.2 Contrôles préliminaires en rotation :.....	52
3.4.3 Vérification de la position du centre de rotation .....	58
3.4.4 Résolution spatiale tomographique du système dans l'air .....	62
3.4.5 Résolution spatiale tomographique du système en présence de milieu diffusant .....	60
3.4.6 Test des performances globales –Image de référence .....	68
3.4.7 Qualité de la coupe reconstruite .....	71

3.4.8 Systèmes hybrides .....	70
<b>4. ORGANISATION DU CONTROLE QUALITE ET DU SUIVI DES PERFORMANCES .....</b>	<b>81</b>
4.1. CONTEXTE REGLEMENTAIRE .....	81
4.2. DOCUMENTS DE REFERENCE .....	87
4.3. PROGRAMME DE CONTROLE DE QUALITE INTERNE.....	89
4.3.1 Calendrier des immobilisations de contrôle et de suivi.....	94
4.3.2 Conditions particulières de réalisation de certains tests de suivi .....	94
<b>LEXIQUE DES ABREVIATIONS.....</b>	<b>91</b>
<b>ANNEXE 1 : Précautions de mise en service de la source plane scellée de <sup>57</sup>Co.....</b>	<b>93</b>
<b>ANNEXE 2 : Méthode d'analyse du centre de rotation.....</b>	<b>95</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>97</b>

# AVANT PROPOS

La contribution des physiciens médicaux dans les services de médecine nucléaire n'a cessé de se renforcer ces dernières années, et le besoin d'un guide pratique actualisé intégrant les dernières évolutions technologiques (en particulier les machines hybrides TEMP/TDM) s'est fait de plus en plus ressentir.

Ce rapport a pour objectif de répondre à cette demande : il constitue en effet un guide particulièrement complet relatif **au** contrôle de qualité et **à** la mesure des performances des gamma caméras. Il complète et actualise les **trois** rapports édités par la SFPM dans les années 1990 relatifs aux différents modes d'acquisition autorisés par cette modalité d'imagerie médicale : en imagerie planaire, en balayage corps entier, et en tomographie.

En réalité, il va au-delà d'une simple actualisation, les auteurs étant parvenus à produire un document très exhaustif qui s'adresse aussi bien à des étudiants en phase d'apprentissage qu'à des professionnels expérimentés. Les illustrations nombreuses et explicites complètent de façon pertinente un texte qui a été rendu aussi clair que possible tout en conservant une grande rigueur dans les méthodes proposées.

Le groupe de travail s'est volontairement inspiré des normes et standard internationaux mais a pris soin d'intégrer les contraintes de réalisation de chacun des tests proposés dans un contexte clinique.

De fait, ce rapport constituera à n'en pas douter un ouvrage de référence pour les physiciens médicaux et plus généralement pour tous les acteurs du contrôle de qualité en médecine nucléaire.

Le Conseil Scientifique de la Société Française des Physiciens Médicaux tient à souligner l'importance de la démarche entreprise, la qualité de ce travail et tient à remercier tous les intervenants qui ont permis la réalisation de ce document.

Le conseil scientifique de la SFPM.

Véronique Dedieu (coordinatrice),  
Céline Bramoullé,  
Olivier Caselles,  
Brigitte Lacaze,  
Jocelyne Mazurier.

## 1. INTRODUCTION GENERALE

La médecine nucléaire reposant pour l'imagerie scintigraphique sur la détection gamma et la localisation de photons émis par désintégrations radioactives au sein du patient, a particulièrement besoin d'une évaluation et d'un suivi des performances du système d'imagerie : [la gamma-caméra](#). Des monographies publiées par notre société dans les années 90 ont concerné successivement les différents modes d'exploration scintigraphique planaire (1), tomographique (2) et corps entier (3). L'imagerie d'émission de positons a fait l'objet d'un document spécifique (4). Nous proposons, dans cette révision, un document de synthèse couvrant les 3 modes d'acquisition et s'appuyant sur les évolutions des gamma caméras notamment les systèmes multidétecteurs et l'imagerie hybride.

Les protocoles de tests des [gamma](#) caméras n'ont cessé d'être mis à jour en liaison avec les évolutions techniques et logicielles. Certaines procédures standardisées [NEMA, CEI] (5-10) s'adressent essentiellement aux constructeurs alors que d'autres protocoles [AAPM, IAEA, EANM (11a,b,c)] sont rédigés par des commissions professionnelles et [sont](#) destinés à l'utilisateur. Le présent document a été élaboré à partir du protocole CEI, norme internationale, qui propose une évaluation des performances plus adaptée aux conditions cliniques d'utilisation que les protocoles NEMA. La mise en application des tests proposés dans les normes CEI révisées (6,9), par les membres de notre groupe de travail sur un échantillon de systèmes représentatif du parc des gamma caméras, a justifié la nécessité de transposer certaines procédures pour leur utilisation dans l'environnement d'un service de Médecine Nucléaire.

Le but de ce document est de proposer aux utilisateurs un ensemble de tests, applicables indépendamment de ceux des constructeurs, pour l'évaluation initiale des performances et la réalisation d'[images](#) de référence reposant sur des moyens facilement accessibles. Afin de faciliter la lecture, nous présentons dans un premier temps les tests de performances à réaliser lors de la réception de la caméra ou lors d'une intervention susceptible de modifier ses performances, puis dans un second temps, [ceux](#) à réaliser dans le cadre d'un programme d'assurance qualité et de suivi des performances de la gamma caméra en relation avec les modalités définies dans la décision AFSSAPS du 25 novembre 2008 (12).

De manière générale, il est recommandé d'adapter les procédures de suivi des performances aux recommandations du constructeur lorsque celles-ci sont définies et équivalentes aux tests proposés dans ce document. La responsabilité de la SFPM ne saurait être engagée dans le cadre des

procédures décrites dans ce document, les conditions de mise en œuvre des protocoles restant sous l'entière responsabilité de l'exploitant.

Enfin, ce protocole est applicable aux gamma caméras de type caméra à scintillations. Les gamma caméras à semi-conducteurs doivent faire l'objet de procédures adaptées (13-15).

## 2. PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT DES CAMERAS A SCINTILLATIONS

La caméra à scintillations (encore appelée caméra de Anger ou gamma caméra) constitue une technique scintigraphique d'imagerie fonctionnelle qui, depuis son introduction en 1958 par Hal Anger (16), a connu de nombreuses évolutions technologiques avec notamment le développement des examens tomographiques dès le milieu des années 80 et une exploitation clinique croissante grâce à la production dès 1964 des premiers générateurs permettant d'obtenir du technétium métastable ( $^{99m}\text{Tc}$ ) et les développements radiopharmaceutiques subséquents. Les images produites en mode planaire ou en coupes tomographiques (TEMP) reflètent la détection externe par la gamma caméra des photons émis par la désintégration radioactive d'un traceur administré au patient. Ces images, de résolution spatiale limitée, peuvent être fusionnées, sur les systèmes de dernière génération, avec des données scannographiques pour améliorer la localisation et la quantification dans les images.

Alors que le principe initial de la gamma caméra associant un scintillateur d'iodure de sodium dopé au thallium NaI(Tl) à l'électronique de localisation est conservé, plusieurs développements majeurs : numérisation, réalisation de grands champs de vue, systèmes multidétecteurs, techniques d'acquisition en mode balayage ou tomographique, et développement de logiciels de correction, ont permis de consolider le rôle important de cette technique d'imagerie. De nouveaux détecteurs semi-conducteurs pixellisés ont aussi été introduits depuis peu pour améliorer les performances de détection en mode tomographique.

### 2.1 PRINCIPE DE LA CAMERA A SCINTILLATIONS ET DEFINITIONS

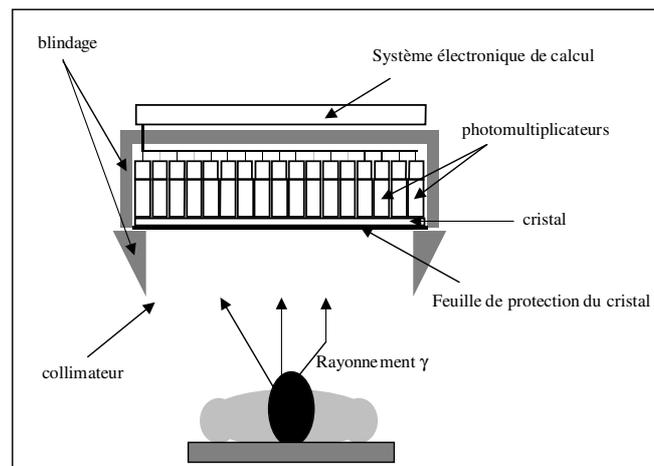
La caméra à scintillations se compose principalement d'un collimateur, d'un cristal, de tubes photomultiplicateurs et d'un système électronique permettant d'obtenir les données sous forme numérique. L'ensemble est inséré dans un blindage de plomb permettant d'isoler le système de l'influence des radiations environnantes (figure 2-1).

Les principaux éléments de la caméra à scintillation sont :

- le collimateur constitué de canaux ou d'ouvertures en plomb qui sélectionnent la direction des photons à l'entrée du système de détection. Le type de collimateur utilisé affecte directement le champ de vue, la sensibilité et la résolution spatiale de la caméra. Il existe des collimateurs à canaux parallèles, convergents (coniques ou éventail) ou divergents et des collimateurs sténopé dit « pinhole » pour l'exploration haute résolution de petits organes. La géométrie du collimateur est conçue en fonction de l'énergie du radioélément (basse énergie <160keV, moyenne énergie, haute énergie > 300 keV),
- le cristal scintillant situé en sortie du collimateur et constitué d'un monocristal d'iodure de sodium dopé au thallium (NaI(Tl)) qui arrête les photons gamma. Les cristaux de NaI actuels ont une épaisseur optimisée ( $3/8'' = 0,95 \text{ cm}$  ou  $1/2'' = 1,27 \text{ cm}$ ) pour des énergies de 70 à 370 keV utilisées en scintigraphie,

- le guide de lumière situé entre le cristal et les tubes photomultiplicateurs, qui optimise la collection des photons lumineux sur les photomultiplicateurs du fait de la différence d'indice de réfraction entre ces 2 éléments,
- les tubes photomultiplicateurs (TPM) qui convertissent l'énergie lumineuse émise par le cristal en impulsions électriques et qui les amplifie.

L'information analogique est numérisée en sortie du système de positionnement pour les caméras à scintillations les plus anciennes. Le signal est directement numérisé en sortie du tube photomultiplicateur pour les caméras à scintillations dites numériques. Ces impulsions sont ensuite traitées par un système de localisation qui permet de fournir un signal final correspondant à une quantité d'énergie en un point donné de l'image.



**Figure 2-1 :** Représentation schématique des composants d'une caméra à scintillations. (Extrait de (17))

La correction des signaux de positionnement et d'énergie est réalisée en ligne au moyen de tables de corrections préinstallées en usine et mises à jour lors des opérations de calibrage des détecteurs. Les facteurs correctifs sont enregistrés pour les différents radionucléides et les différents collimateurs utilisés en situation clinique.

## 2.2 CARACTERISTIQUES DE LA CAMERA A SCINTILLATIONS

### 2.2.1. Performances

La gamma-caméra fournit une estimation de la distribution du traceur dans l'organisme. La précision de cette estimation est liée aux performances du système ; on peut les caractériser par plusieurs paramètres :

- la **résolution spatiale** qui représente la taille de la plus petite structure qui puisse être restituée par la caméra;
- la **résolution en énergie** qui définit la capacité de la caméra à discerner 2 isotopes d'énergie proche ou de discerner les photons primaires des photons diffusés ;
- la **sensibilité** qui traduit les performances de comptage de la caméra, c'est-à-dire le taux de photons détectés pour une activité donnée. Les performances de sensibilité de la caméra influent sur l'activité à injecter aux patients et sur le bruit dans les images;

- l'**uniformité** qui caractérise la capacité du système à reproduire une image homogène lorsque le détecteur est soumis à une irradiation homogène du champ de vue;
- la **linéarité spatiale** qui caractérise les distorsions géométriques ou défauts de localisation observés entre la position mesurée des photons et leur position réelle dans le plan d'entrée du détecteur;
- le **temps mort** qui traduit la durée pendant laquelle le détecteur est dans l'impossibilité de détecter un deuxième événement après l'arrivée d'un premier photon. Les pertes de comptage liées au temps mort entraînent la non-détection d'une fraction des photons.

Une caractéristique de détection est dite **intrinsèque** lorsqu'elle qualifie le détecteur non équipé de son collimateur. Les **performances système ou dites extrinsèques** caractérisent la chaîne de détection complète, comprenant le collimateur.

### 2.2.2. Réponse du collimateur

La résolution spatiale dans l'image a deux composantes : la résolution spatiale intrinsèque liée aux caractéristiques du cristal et de l'électronique associée et la résolution liée au collimateur. La fonction de réponse impulsionnelle peut être modélisée par une fonction gaussienne, dont la largeur à mi-hauteur (LMH) caractérise la résolution spatiale avec :

$$LMH_d = \sqrt{(LMH_i)^2 + (LMH_c)^2} \quad \text{Équation 2-1}$$

où  $LMH_d$  est la largeur à mi-hauteur de la réponse du détecteur,  $LMH_i$  est la largeur à mi-hauteur de la réponse du cristal seul et  $LMH_c$  est la largeur à mi-hauteur de la réponse du collimateur.

La réponse du collimateur associe trois composantes : géométrique, de diffusion et de pénétration septale.

Pour les énergies inférieures à 200 keV, c'est essentiellement la composante géométrique du collimateur qui détermine la résolution spatiale du détecteur et elle est exprimée à partir des fonctions de distributions linéaires mesurées à 10 cm de la face d'entrée du collimateur.

### 2.2.3. Différents types d'acquisition

L'enregistrement du signal scintigraphique peut s'effectuer selon différents modes selon la nature du phénomène physiologique exploré et sa localisation anatomique. On distingue :

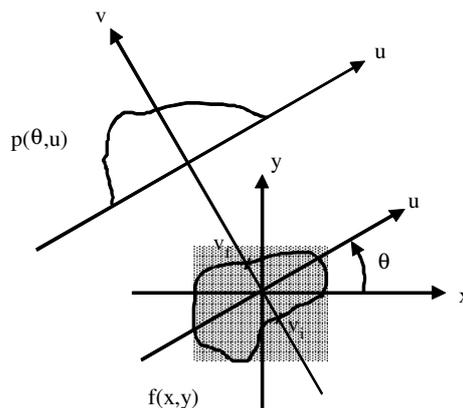
- les acquisitions planaires qui ne donnent pas d'information quant à la variation de la fixation du radiotraceur avec la profondeur et mettent en évidence des anomalies de fixation du radiotraceur (hyper ou hypofixation) ;
- les acquisitions tomographiques, ou TEMP, qui permettent une représentation tridimensionnelle de la distribution du radiotraceur injecté au patient. Ce type d'étude repose sur l'utilisation d'algorithmes de reconstruction tomographique et nécessite l'acquisition de plusieurs projections planaires sous différents angles ;
- les acquisitions dynamiques qui associent un échantillonnage temporel à l'information détectée sur toute la durée de l'acquisition;

- les acquisitions en mode balayage qui sont des acquisitions planaires pour lesquelles la caméra ou le support du patient se déplace afin d'obtenir une image dont la dimension est supérieure à la taille du champ de vue du détecteur soit en mode pas à pas, soit en déplacement continu. Ce dernier nécessite un balayage électronique (utilisation progressive du champ de vue du détecteur) et un balayage mécanique (déplacement de la caméra des pieds à la tête du patient ou déplacement du support patient devant la tête de détection).

Les systèmes multidétecteurs ont été développés à partir des années 1990 pour réaliser la détection à partir de 2 voire 3 détecteurs à grand champ de vue. Ces dispositifs en limitant la durée d'examen ont connu un grand essor clinique. Leur fiabilité repose cependant sur un contrôle de l'ajustement mécanique des éléments de détection dans les différentes géométries d'acquisition et un ajustement global des réponses nucléaire et électronique des détecteurs.

### 2.3 RECONSTRUCTION TOMOGRAPHIQUE

En TEMP, l'estimation de la distribution tridimensionnelle de l'activité requiert la mise en œuvre d'algorithmes de reconstruction tomographique permettant, à partir des projections bidimensionnelles acquises sous différentes incidences, de déterminer la distribution radioactive tridimensionnelle de la zone explorée.



**Figure 2-2 :** Calcul de la transformée de Radon permettant le passage de la distribution  $f(x,y)$ , plan de coupe bidimensionnel à la projection  $p(\theta,u)$  selon l'axe  $u$ . Extrait de (17)

Le principe est identique à celui représenté ci-dessus pour des projections monodimensionnelles  $p$  acquises sous différentes incidences  $\theta$ , qui permettent de déterminer la distribution radioactive bidimensionnelle de la zone explorée  $f(x,y)$ .

La transformée de Radon est l'opérateur décrivant le passage des données de l'espace  $(0,x,y)$  lié à l'objet contenant l'activité, à l'espace des projections dans le repère tournant  $(0,u,v)$  lié au détecteur (cf. figure 2-2).

$$f(x,y) = \mathfrak{R}^{-1} [p(\theta,u)]$$

*Équation 2-2*

Le problème inverse de la reconstruction tomographique, c'est-à-dire l'estimation de la distribution d'activité à partir des projections, peut se résoudre soit de façon analytique, soit de façon algébrique.

### 2.3.1. Algorithmes analytiques

La méthode analytique la plus utilisée en pratique est la rétroprojection filtrée (RPF) souvent citée par son acronyme anglais FBP 'filtered back projection'. Elle présente l'avantage d'être rapide et simple à mettre en œuvre. Seuls les paramètres du filtrage (e.g., ordre, fréquence de coupure) doivent être déterminés par l'utilisateur. Elle présente l'inconvénient d'introduire des artefacts en étoile résultant de l'échantillonnage angulaire limité des données, ainsi que des valeurs négatives dans les images.

### 2.3.2. Algorithmes algébriques itératifs

Les méthodes algébriques traitent le problème de reconstruction sous sa forme matricielle. Pour effectuer la reconstruction, on considère que les projections enregistrées par les détecteurs (ordonnées sous forme d'un vecteur : P) sont reliées à la distribution d'activité présente au sein de l'objet (matrice image : F) par le biais d'une matrice de transformation, dite « matrice système : R ». La transformée de Radon discrète s'écrit :

$$P = R F \quad \text{Équation 2-3}$$

soit

$$p_i = \sum_{j=1}^J \mathfrak{R}_{ij} f_j \quad \text{Équation 2-4}$$

où  $p_i$  représentent le  $i^{\text{ème}}$  des I éléments de projections,  $\mathfrak{R}$  représente la matrice de l'opérateur de Radon de dimension (I,J) dont l'élément  $\mathfrak{R}_{ij}$  correspond à la probabilité qu'un photon émis depuis le voxel j de l'objet soit détecté par l'élément i d'une projection. La reconstruction s'effectue par un processus itératif de projection et rétroprojection. Les deux principaux algorithmes utilisés sont la méthode ML-EM (Maximum Likelihood Expectation Maximization) ou sa version accélérée OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization).

À chaque étape n du processus itératif, on estime f par  $f^{(n)}$  maximisant  $p(P \setminus f)$ , la probabilité d'observer la projection P connaissant f. Cette maximisation revient à appliquer l'algorithme itératif suivant :

$$f^{(n+1)} = f^{(n)} \mathfrak{R}^t \frac{P}{\mathfrak{R} f^{(n)}} \quad \text{Équation 2-5}$$

où p est la projection mesurée et  $\mathfrak{R} f^{(n)}$  est la projection estimée à l'itération n. L'estimée  $f^{(n+1)}$  est donc obtenue à partir de l'estimée  $f^{(n)}$  corrigée par un facteur multiplicatif qui correspond à la rétroprojection du rapport des projections mesurées sur les projections estimées obtenues par la projection de  $f^{(n)}$ .

Compte tenu de sa nature multiplicative, ML-EM présente l'avantage de conserver le nombre d'événements total à chaque itération. Le principal inconvénient de ML-EM est sa lenteur de convergence : plusieurs centaines d'itérations peuvent être nécessaires. Pour accélérer la convergence de ML-EM, la méthode OS (Ordered Subsets) a été introduite. Elle consiste à regrouper les projections en sous-ensembles ordonnés avant de leur appliquer la méthode ML-EM. OSEM accélère la convergence d'un facteur égal au nombre de sous-ensembles utilisés (18).

## 2.4 CORRECTIONS LOGICIELLES EN IMAGERIE MONOPHOTONIQUE

Il existe de nombreux facteurs limitant la précision des informations contenues dans les images scintigraphiques (19), notamment :

- les facteurs intervenant lors de l'émission des photons : le bruit d'émission, la cinétique du radiotraceur et les mouvements du patient ;
- les facteurs physiques et technologiques : le bruit de mesure, l'atténuation et la diffusion Compton, les résolutions spatiale et en énergie limitées du détecteur, la sensibilité de détection, la réponse variable du collimateur et l'effet de volume partiel.

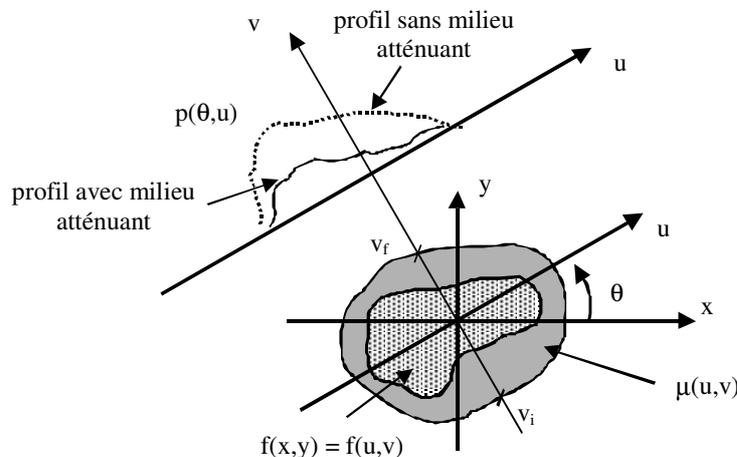
Parmi ces facteurs, l'atténuation, la diffusion Compton, la réponse variable du collimateur et l'effet de volume partiel sont les phénomènes dégradant le plus la qualité des images en mode tomographique, et a fortiori, la quantification. Différents algorithmes de correction peuvent être employés.

### 2.4.1. Corrections de l'effet d'atténuation

L'atténuation est le principal facteur affectant la quantification en TEMP. Du fait de l'atténuation, le nombre de photons détectés dans les projections (cf. figure 2-3) s'écrit selon la projection de Radon atténuée :

$$p(u, \theta) = \int_{v_i}^{v_f} f(u, v) \cdot \left( \exp - \int_v^{v_f} \mu(u, v') dv' \right) dv \quad \text{Équation 2-6}$$

où  $f(u,v)$  représente la distribution d'activité et  $\mu(u,v)$  la cartographie d'atténuation.



**Figure 2-3 :** Influence de l'effet d'atténuation sur les projections mesurées. Extrait de (17).

L'atténuation dépend de la densité et de l'épaisseur des tissus traversés (un photon émis en périphérie de l'objet face au détecteur aura moins de chance d'être absorbé qu'un photon émis au centre de l'objet) et entraîne des artefacts dans les images reconstruites et notamment un effet cuvette pour des objets présentant une activité uniforme. L'atténuation perturbe donc la détection des hyper ou hypofixations profondes.

La correction d'atténuation nécessite que soit connue la carte des coefficients d'atténuation du milieu  $\mu(u,v)$  en chaque point de l'objet à l'énergie de l'isotope considéré (19). Pour faciliter l'obtention de la carte de coefficients d'atténuation et éviter les problèmes de recalage, les constructeurs proposent maintenant des machines hybrides, permettant d'effectuer les acquisitions

TEMP et tomodensitométriques (TDM) lors d'un même examen (21,22). Ces appareils permettent de disposer d'une image anatomique pouvant être visualisée simultanément et fusionnée à l'image fonctionnelle pour faciliter l'interprétation des examens scintigraphiques.

Les algorithmes les plus employés pour la correction de l'effet d'atténuation sont :

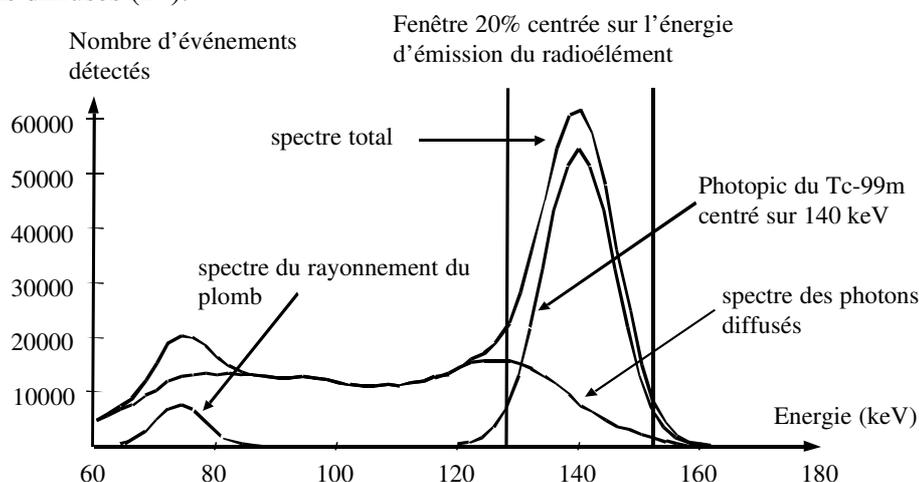
- les méthodes itératives de correction des images reconstruites telles que la méthode de Chang (23), pour laquelle le facteur de correction calculé pour chaque pixel de l'image reconstruite, correspond au facteur d'atténuation affectant le pixel moyenné sur tous les angles de projection. Cette correction n'est cependant qu'approchée pour des distributions d'activité et d'atténuation complexes, elle n'est rigoureusement exacte que dans le cas d'un point source. En outre, l'amplification du bruit dans les images lors des itérations successives limite le nombre d'itérations possibles (19);
- les méthodes de correction qui modélisent le phénomène d'atténuation lors du processus de reconstruction dans les opérateurs projecteur/réprojecteur (dans la matrice de transition  $\mathfrak{R}_{ij}$ ) dans le cas des méthodes algébriques, par exemple ML-EM, OSEM. Ces méthodes qui sont efficaces, en prenant en compte les variations spatiales de l'atténuation  $\mu(x,y)$  et en régulant le bruit dans les images sont plus coûteuses en temps de calcul. Elles sont employées avec les systèmes hybrides TEMP-TDM.

#### 2.4.2. Correction de l'effet de diffusion

En raison de la résolution en énergie limitée de la caméra, le pic d'absorption totale des photons primaires se superpose en partie avec le spectre des photons ayant diffusé dans le patient (cf. figure 2-4).

Ces photons diffusés sont mal localisés et introduisent un flou dans les images et un signal renforcé tant dans des régions qui sont non radioactives (appelées régions froides) que dans des régions de forte fixation radioactive, ce qui réduit le contraste.

La méthode qui consiste à limiter la détection des photons diffusés par un fenêtrage spectrométrique (cf. figure 2-4), généralement de largeur égale à 15-20% de l'énergie d'émission reste insuffisante car cette fenêtre spectrale contient encore une contribution importante de photons diffusés (24).



**Figure 2-4 :** Décomposition du spectre du  $^{99m}\text{Tc}$  en pic d'absorption totale, spectre diffusé et spectre du rayonnement de fluorescence du plomb. Extrait de (17)

L'effet de la diffusion peut être réduit soit en corrigeant les projections acquises (méthodes de soustraction), soit en modélisant la diffusion dans la matrice de transition  $\mathfrak{R}_{ij}$  lors des étapes de projection et/ou de rétroprojection de la reconstruction tomographique. Pour modéliser la distribution des photons diffusés, l'utilisation de simulations de transport des particules par les techniques de Monte-Carlo permet d'obtenir une modélisation réaliste, aussi bien de la contamination introduite par la diffusion que de l'atténuation ou de la réponse du collimateur (24). Des modélisations analytiques de la fonction de réponse de la caméra en présence de diffusion et d'atténuation – moins coûteuses en temps de calcul – sont utilisées pour corriger ces effets dans la reconstruction tomographique (25). Leur utilisation en routine clinique est désormais proposée sur certaines caméras et tend à se généraliser. Ces modèles ne permettent cependant pas de corriger de sources de contamination externes au champ de vue (e.g. foie et digestif pour les examens cardiaques) contrairement aux méthodes d'estimation fondées sur la mesure.

De nombreuses approches à partir d'informations spectrales limitées (25) ont été proposées pour soustraire la contribution des photons diffusés présents dans la fenêtre spectrométrique d'acquisition ou de modéliser la contribution de ces photons à certaines étapes du processus de reconstruction tomographique.

La méthode de Jaszczak (26) a été initialement proposée pour les acquisitions au  $^{99m}\text{Tc}$ . Elle suppose que la distribution des photons diffusés dans la fenêtre classique d'acquisition 20% (126-154 keV) est identique à la distribution des photons détectés dans une fenêtre d'énergie inférieure (92-125 keV), à un facteur de proportionnalité près :  $k \approx 0,5$ . Les projections corrigées  $P_p(\theta, u)$  sont donc données par :

$$P_p(\theta, u) = P_{20\%}(\theta, u) - 0,5 P_J(\theta, u) \quad \text{Équation 2-7}$$

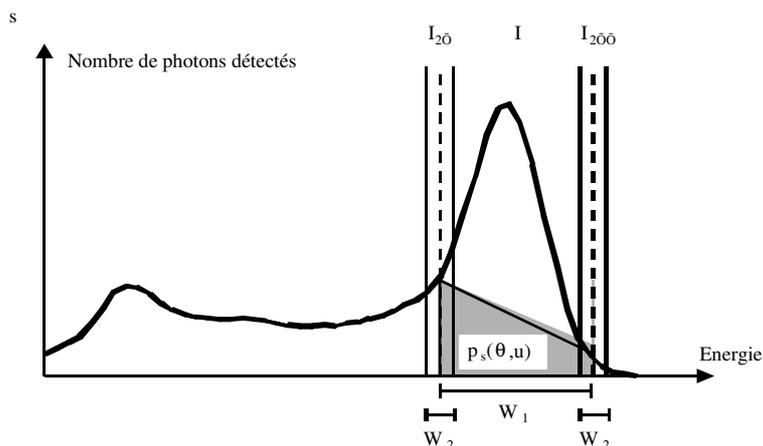
où  $P_{20\%}(\theta, u)$  est la projection correspondant à la fenêtre 20% et  $P_J(\theta, u)$ , représente la projection correspondant à la fenêtre d'énergie inférieure. Cette approche fournit des résultats qualitativement satisfaisants, et a constitué la première méthode de correction utilisée pour les acquisitions au  $^{99m}\text{Tc}$ .

La méthode TEW (Triple Energy Window) estime la contribution du diffusé à partir de 2 fenêtres  $I_2'$  et  $I_2''$  de faible largeur  $W_2$ , disposées de part et d'autre du pic d'absorption totale (25), suivant l'équation suivante :

$$P_s(\theta, u) = (I_2'(\theta, u)/W_2 + I_2''(\theta, u)/W_2) * W_1/2 \quad \text{Équation 2-8}$$

où  $W_1$  est la largeur de la fenêtre principale (cf. figure 2-5).

Cette correction suppose donc qu'en chaque pixel, le nombre de photons diffusés peut être estimé par le nombre de photons présents dans les fenêtres de faible largeur entourant le photopic. Cette approximation trapézoïdale est très sensible à la position des fenêtres latérales, dans lesquelles le spectre varie très fortement. Cette approche est aussi sensible au bruit puisque la correction est déterminée à partir de deux fenêtres étroites dans lesquelles peu d'événements sont enregistrés. Cependant, la méthode TEW qui ne nécessite pas d'estimer le facteur de proportionnalité  $k$  de la méthode à 2 fenêtres est plus largement adoptée (25).



**Figure 2-5 :** Localisation des fenêtres utilisées pour la méthode TEW.  $W_1$  et  $W_2$  représentent les largeurs de la fenêtre principale et des fenêtres étroites.  $p_s(\theta,u)$  est la contribution des photons diffusés détectés dans la fenêtre centrée sur le pic d'absorption totale.

### 2.4.3. Correction de l'effet de la réponse du collimateur

La réponse du collimateur n'est pas stationnaire avec la profondeur, et la résolution spatiale dépend linéairement de la distance source-collimateur (19). Une première méthode de correction des projections relativement classique consiste à réaliser une déconvolution non stationnaire des projections, en utilisant le principe fréquence-distance (PFD). L'approche alternative consiste à modéliser la réponse variable du détecteur dans l'opérateur de projection/rétroprojection utilisé par un algorithme de reconstruction itératif. Il est possible d'effectuer une modélisation mono ou bidimensionnelle. L'approche bidimensionnelle permet de rendre compte de l'étalement de l'activité projetée dans les deux dimensions du détecteur. L'utilisation d'une telle approche permet, par rapport à l'approche basée sur le principe fréquence-distance, de limiter la propagation de bruit dans les images corrigées. Cette méthode est celle mise en oeuvre sur les dernières générations de gamma caméras.

### 2.4.4. Correction de l'effet de volume partiel

L'effet de volume partiel résulte de la résolution spatiale limitée de la caméra et de l'échantillonnage des images reconstruites sur la grille de pixels et entraîne des phénomènes de contamination des activités entre zones voisines dans l'image reconstruite. Les biais observés dépendent donc de la taille de la structure d'intérêt, du contraste entre l'activité dans la structure et l'activité dans les tissus environnants et enfin de la réponse impulsionnelle du détecteur (27).

Les conséquences quantitatives de l'effet de volume partiel sont sensibles lorsque les dimensions de la structure d'intérêt sont inférieures à environ 2,5 fois la résolution spatiale de la caméra ; l'amplitude maximale du signal de l'image est alors sous-estimée. Pour les objets de plus grande dimension, la valeur maximum dans l'image observée n'est pas biaisée.

Aucune méthode de correction de volume partiel n'est disponible à l'heure actuelle sur les gamma caméras.



### 3. MESURES DE PERFORMANCES

#### 3.1. PREAMBULE

La mise en service d'une gamma caméra nécessite la réalisation de tests d'évaluation des performances à travers les tests de réception et les tests de référence qui préparent le suivi du système dans le cadre du programme de contrôle de qualité (tests de routine).

Les tests de réception, qui permettent d'évaluer les performances initiales de l'appareil et de s'assurer qu'elles correspondent aux spécifications annoncées par le constructeur, font l'objet de ce chapitre. Ils doivent être réalisés dès l'installation de la caméra à scintillations, en collaboration avec un représentant du constructeur. Les résultats des tests de réception serviront de référence pour les tests de routine mis en place pour le suivi régulier du fonctionnement selon le schéma d'organisation décrit dans le chapitre 4. Certains tests de référence doivent être répétés après des réparations importantes, un déménagement ou lors de **toute intervention** susceptible de modifier la réponse des détecteurs.

**Toutes les conditions de test (date, durée, nature et activité des sources, etc...), le logiciel d'analyse ainsi que les résultats obtenus doivent être consignés dans un carnet de bord propre à chaque gamma caméra.**

Dans ce chapitre, nous présentons successivement les tests pour l'évaluation des performances des caméras à scintillations dans leurs trois modes d'utilisation :

- en mode planaire (section 2),
- en mode corps entier (section 3),
- en mode tomographique (section 4) **incluant** les procédures spécifiques aux systèmes hybrides TEMP-TDM.

Les procédures décrites dans ce document s'appliquent aux collimateurs à canaux parallèles. Les tests spécifiques à d'autres géométries de collimation ne sont pas précisés.

Pour chaque test, nous indiquons le matériel nécessaire, les différentes étapes de préparation, d'acquisition et d'exploitation, la durée approximative et la fréquence du test. Dans la mesure du possible, des tolérances **sont** proposées en référence aux mesures effectuées par notre commission sur un échantillon de caméras à scintillations représentatif du parc des systèmes installés.



## 3.2. MODE PLANAIRE

### 3.2.1 Introduction

Nous présentons ici, un protocole d'évaluation des performances des caméras à scintillations en mode planaire, élaboré à partir des révisions des protocoles NEMA NU1-2007 (8) et CEI (6) pour être mis en œuvre par l'utilisateur sur les systèmes actuels. Quand ceux-ci ne peuvent être adaptés facilement, nous présentons des tests déduits de notre pratique régulière des mesures de performances des gamma caméras.

Pour améliorer la qualité des images, toutes les caméras récentes utilisent des systèmes de correction de linéarité, d'énergie et d'uniformité (cf. section 2.1). Ces corrections nécessitent l'acquisition de matrices dépendantes ou non de l'énergie des radioéléments et du collimateur pour certaines corrections d'uniformité. La matrice de correction de linéarité est généralement acquise par le constructeur en usine ou lors des interventions de maintenance.

Les matrices de correction d'énergie et d'uniformité peuvent être acquises par l'utilisateur dès qu'il le juge utile ou avec la périodicité préconisée par le constructeur. Les acquisitions sont réalisées selon le protocole recommandé pour le système, il convient toutefois d'être attentif à l'influence du collimateur et de l'énergie du radionucléide sur la validité des matrices de correction d'uniformité. Les tests présentés dans ce document seront effectués –sauf remarque particulière - avec l'ensemble de ces corrections.

Du fait de l'extrême sensibilité du détecteur non collimaté, il **est** nécessaire de vérifier l'absence **de source radioactive à proximité des détecteurs** avant chaque test en mode intrinsèque.

Pour la mesure des performances intrinsèques, un limiteur de champ de vue est disponible sur certains anciens systèmes pour effectuer l'analyse sur le **champ de vue utile** du détecteur en s'affranchissant **des défauts de collection de la lumière en limite de champ de vue liés aux tubes photomultiplicateurs ('effets de bord')**.

Deux fenêtres spectrométriques sont proposées en référence aux évolutions des procédures NEMA et de la pratique clinique ( $\pm 10\%$  pour le NEMA NU1 2001 et  $\pm 7,5\%$  pour le NEMA NU1 2007). Il est recommandé d'effectuer les mesures avec les valeurs utilisées dans la pratique clinique quotidienne. Les taux de comptage indiqués dans les tests proposés représentent des valeurs maximales à ne pas dépasser sauf indication contraire du constructeur et contraintes de radioprotection particulières.

### ***3.2.2 Non-uniformité de réponse***

#### ***- But :***

L'existence de défauts d'uniformité associés à des régions hyper ou hypofixantes induites par les dérives de la réponse du système de détection, peut se traduire par une erreur dans l'interprétation de l'image scintigraphique. Par ailleurs, en mode tomographique, les différences locales d'homogénéité seront amplifiées par les algorithmes de reconstruction. Les inhomogénéités peuvent être dues à des défauts de spectrométrie, eux-mêmes consécutifs à des variations de gain des différents photomultiplicateurs, des défauts de linéarité, de sensibilité liés aux variations locales de rendement du cristal en mode intrinsèque ou à des défauts du collimateur en mode extrinsèque.

L'utilisation du collimateur peut introduire, si celui-ci présente des défauts de conception ou s'il présente des dommages occasionnés par des chocs, des hétérogénéités dans la réponse du système à une source uniforme.

#### ***- Principe :***

**La non-uniformité de réponse caractérise la variation de réponse d'un détecteur (homogénéité) à un flux de photons identique en tout point du champ de vue.**

Ce test consiste à s'assurer de l'uniformité de réponse de la caméra en l'absence (non-uniformité intrinsèque) et en présence (non-uniformité du système) du collimateur, pour un flux de photons « éclairant » le détecteur de façon uniforme.

On distingue, conformément à la définition du protocole NEMA, les non-uniformités intégrale (non-uniformité sur la totalité de l'image) et différentielle (non-uniformité locale). Ces tests doivent être effectués pour chacun des détecteurs du système et pour chaque collimateur.

Les tests proposés dans les paragraphes suivants répondent aux critères des documents NEMA NU1-2007 et CEI 60789-2005.

### 3.2.2.1 Non-uniformité de réponse intrinsèque :

#### - Matériel et acquisition des données :

Sauf recommandations différentes du constructeur, les paramètres suivants sont sélectionnés :

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Critère d'arrêt et taux de comptage	Format image
Sans collimateur ± limiteur de champ en plomb	Source quasi-ponctuelle ( $^{57}\text{Co}$ ou $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ) située à plus de 5 fois la plus grande dimension du champ de vue	Entre 15 et 30 MBq	Utilisée en clinique	10000 evts/pixel au centre de l'image à $\leq 30000$ evts/s	64x64*

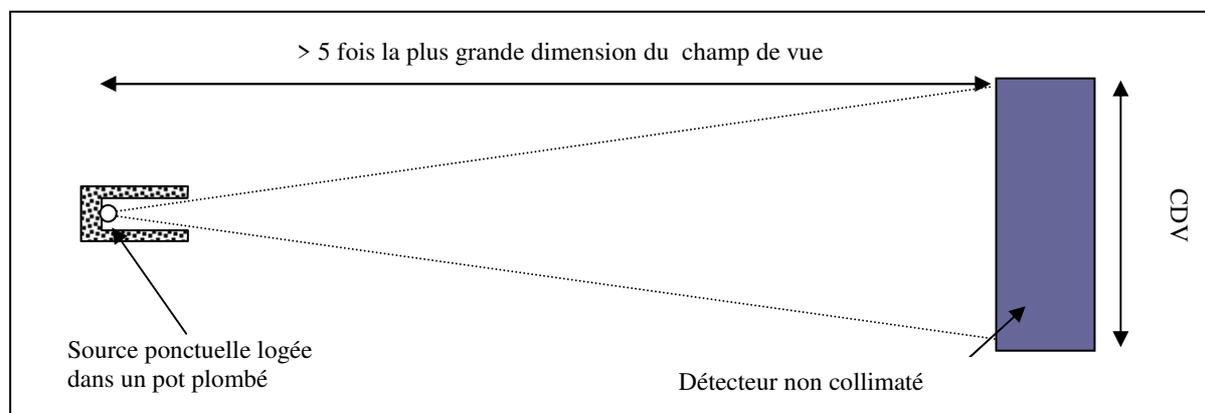
\*Sauf disposition particulière, la taille du pixel doit être inférieure à 6,4 mm  $\pm$  10%. Le document NEMA NU1 2007 propose ce test pour tous les radionucléides.

**Tableau 3.1** Paramètres de l'acquisition de non-uniformité de réponse intrinsèque

Après contrôle de l'absence de bruit de fond, la source est positionnée à une distance au moins supérieure à 5 fois la plus grande dimension du champ de vue sur l'axe du détecteur (figure 3-1) afin de garantir une homogénéité du flux de photons incidents sur la surface du détecteur inférieure à 1%.

L'utilisation d'un porte-source en plomb est recommandée (limitation du phénomène de rétrodiffusion) mais n'est pas indispensable.

Pour les systèmes multidétecteurs, il faudra veiller à ce que la géométrie d'acquisition ne génère pas de rayonnement diffusé **en éloignant les éléments du statif du faisceau incident**. Le constructeur peut proposer une géométrie limitée d'acquisition qui permet de s'affranchir du critère de distance supérieure à 5 fois la plus grande dimension du champ de vue, grâce à une correction logicielle adaptée à cette géométrie. Il convient dans cette situation de respecter strictement la distance entre la source et le détecteur ainsi que le centrage de la source sur l'axe du champ de vue (28) **et d'adapter l'activité de la source pour respecter les critères de taux de comptage du tableau 3-1**.



**Figure 3-1.** Positionnement de la source ponctuelle pour la mesure de non-uniformité en mode intrinsèque.

**- Analyse des résultats :**

La non-uniformité de réponse est évaluée sur la totalité du champ de vue utile (**CDV** ou **UFOV**). Le contenu des pixels extérieurs à ces limites est mis à zéro. Les données appartenant à l'image du flux uniforme sont lissées une fois par un filtrage 9 points avec les coefficients de pondération suivants :

$$\begin{array}{ccc} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{array}$$

Si des pixels avec un comptage nul sont concernés par le filtrage, le coefficient de normalisation est ajusté en fonction des contributions des points non nuls.

*i) Non-uniformité intégrale :  $U_i$*

☞ Dans un souci de reproductibilité, on recommande d'utiliser la procédure du constructeur lorsqu'elle est disponible.

Les valeurs maximale ( $V_M$ ) et minimale ( $V_m$ ) du contenu de l'ensemble des pixels non nuls sont déterminées. Le pourcentage de **non-uniformité intégrale** ( $U_i$ ) est obtenu par :

$$U_i = \frac{V_M - V_m}{V_M + V_m} \times 100 \quad \text{Equation 3-1}$$

*ii) Non-uniformité différentielle :  $U_d$*

L'image du flux uniforme doit être analysée comme un ensemble de rangées et de colonnes individuelles (lignes X et Y<sup>1</sup>). Chaque ligne horizontale (direction X) doit être traitée à partir d'une extrémité, en analysant un ensemble de cinq pixels comprenant le pixel de départ, et en notant les pixels avec les impulsions maximale ( $V_M$ ) et minimale ( $V_m$ ) dans cet ensemble. La non-uniformité différentielle ( $U_d$ ) doit être calculée en utilisant l'équation suivante:

$$U_d = \frac{V_M - V_m}{V_M + V_m} \times 100 \quad \text{Equation 3-2}$$

L'ensemble est déplacé d'un pixel et ces cinq pixels sont analysés, et la non-uniformité différentielle est calculée. Ce processus est poursuivi jusqu'à ce que le pixel le plus externe soit inclus. Puis toutes les autres lignes horizontales sont traitées de la même manière et la non-uniformité différentielle selon X est exprimée comme la valeur absolue maximale des non-

uniformités différentielles calculées. Ce processus est répété pour toutes les lignes verticales (direction Y) indépendamment.

L'uniformité différentielle est le maximum des valeurs calculées en X et en Y.

**- Tolérances :**

On pourra se référer aux caractéristiques fournies par le constructeur pour définir les valeurs de tolérance selon le protocole NEMA. En tout état de cause, l'uniformité intrinsèque pour au moins 30 millions d'évènements, ne doit pas excéder 4% et constitue une valeur de référence à contrôler dans le cadre de nouveaux calibrages du détecteur.

**- Fréquence :**

A la réception et après chaque intervention remettant en question la réponse du détecteur.

**- Durée du test :**

Trente minutes par détecteur.

**- Autres radionucléides :**

Une fois la vérification effectuée pour les conditions d'acquisition du technétium ( $^{99m}\text{Tc}$ ), la méthode d'analyse sera appliquée pour les différents radionucléides utilisés en clinique et les conditions spectrométriques recommandées par le constructeur afin d'établir des images de références de non-uniformité pour les différentes conditions d'acquisition dont relève l'étalonnage du détecteur. Les tolérances seront établies à partir des spécifications données par le constructeur. Le contrôle ultérieur – hormis les conditions du  $^{99m}\text{Tc}$  - sera lié à la fréquence des étalonnages d'uniformité pour ces radionucléides.

**3.2.2.2 Non-uniformité de réponse du système :**

**- Matériel et acquisition des données :**

Sauf indication contraire du constructeur, les paramètres d'acquisition sont les suivants :

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage	Format image
Chaque jeu de collimateurs	Source plane uniforme ( $^{57}\text{Co}$ ou $^{99m}\text{Tc}$ ) parallèle au détecteur	< 500 MBq	utilisée en clinique	10000 evts/pixel au centre de l'image à $\leq 30000$ evts/s	64x64

**Tableau 3.2** Paramètres de l'acquisition de non-uniformité de réponse du système

**- Analyse des résultats :**

L'analyse des images est identique à celle décrite dans le paragraphe 3.2.2.1.

**- Tolérances :**

On se réfère aux caractéristiques fournies par le constructeur pour définir les valeurs de tolérance. En tout état de cause, l'uniformité extrinsèque calculée pour au moins 30 millions d'évènements, ne doit pas excéder 5% et constitue une valeur de référence à contrôler dans le cadre de nouveaux calibrages du détecteur et/ou d'intervention sur les collimateurs.

**- Fréquence et durée du test :**

A la réception et après chaque intervention remettant en question l'intégrité d'un des collimateurs. Trente minutes par détecteur.

### **3.2.3 Non linéarité et résolution spatiale**

**- But :**

L'**indice de résolution spatiale** est la distance minimale entre deux sources radioactives ponctuelles ou linéaires pour que leurs images soient vues séparément.

L'**indice de non-linéarité spatiale** caractérise, sur le champ de vue du détecteur, les déplacements entre les positions mesurées de sources radioactives ponctuelles et leurs positions réelles. Le test est à adapter selon le calibrage du détecteur, soit une seule matrice de linéarité est employée sur tout le domaine en énergie (40 keV- 400 keV), soit plusieurs matrices sont nécessaires pour les différents isotopes. La méthode de calibrage de linéarité implémentée pour les acquisitions en fenêtres multiples va également conditionner les performances en termes de distorsions spatiales.

**- Principe :**

Ces tests doivent être effectués pour chacun des détecteurs de la caméra au moyen de sources radioactives linéaires orientées parallèlement aux axes principaux du détecteur X et Y<sup>1</sup>.

On mesure la **résolution spatiale intrinsèque** (sans collimateur) au moyen d'un fantôme de transmission à fentes pour lequel on calcule, à partir des fonctions de dispersion linéaires mesurées sur l'ensemble du champ de vue, la largeur à mi-hauteur (LMH) qui caractérise la résolution spatiale. La **non-linéarité intrinsèque** est calculée à partir des positions des **maxima** des profils de l'image qui sont comparées aux positions attendues des lignes de réponse.

La **résolution spatiale du système** est calculée en présence de milieu diffusant pour un collimateur donné, à une distance donnée du collimateur et au moyen d'une source radioactive linéaire.

Pour le suivi des performances, une **image de référence** obtenue au moyen d'une mire de transmission à quadrants permet de définir quantitativement un indice de résolution spatiale fondé sur les propriétés statistiques de l'image (29). Différents fantômes de résolution adaptés à la résolution spatiale intrinsèque de la caméra à scintillations (fantôme multi trous OHTP, BRH, fantômes de barres, etc....) permettent un contrôle visuel de résolution et de linéarité.

### 3.2.3.1 Résolution spatiale intrinsèque :

Lors des **tests de réception**, la résolution spatiale intrinsèque est déterminée à partir d'un fantôme de transmission à fentes multiples conformément au protocole NEMA (8) au moyen d'un dispositif particulier de fixation de la mire sur le détecteur et d'un logiciel de traitement. Le test de **non-linéarité intrinsèque** est réalisé concomitamment. Ce test reste difficilement réalisable si ces moyens ne sont pas mis en œuvre en liaison avec le constructeur. C'est pourquoi nous proposons dans le cadre du suivi des performances l'acquisition d'une **image de référence** pour la mesure et le suivi de la résolution spatiale intrinsèque en section 3.2.3.4.

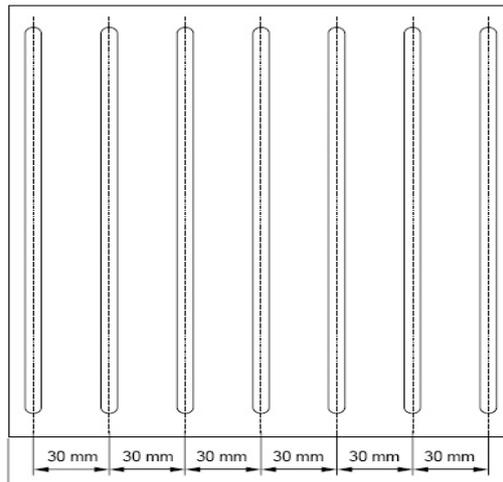
#### - Matériel et acquisition des données :

Sauf recommandation particulière du constructeur :

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage	Format image
Sans collimateur ± limiteur de champ en plomb	Source quasi-ponctuelle $^{99m}\text{Tc}$ située à plus de 5 fois la plus grande dimension du CDV	70 à 100 MBq	fenêtre utilisée en clinique	$\leq 30000$ evts/s Critère d'arrêt : contenu du pixel max. $> 100$	Au minimum 512*512

**Tableau 3-3 :** Paramètres d'acquisition de l'image de résolution spatiale intrinsèque au moyen du fantôme de transmission à fentes

<sup>1</sup> Les axes X et Y font pour le mode planaire référence aux axes électroniques du détecteur et correspondent respectivement aux axes x et z dans le repère image défini par la figure 2-2 et utilisés pour les tests en mode tomographique.



**Figure 3.2** Mire à fentes linéaires pour le test de résolution spatiale intrinsèque: les dimensions et la forme du fantôme doivent être adaptées au champ de vue de la caméra ; largeur des fentes : 1 mm ; rectitude des fentes  $\pm 0,05$  mm sur une longueur de 30 mm - d'après (6).

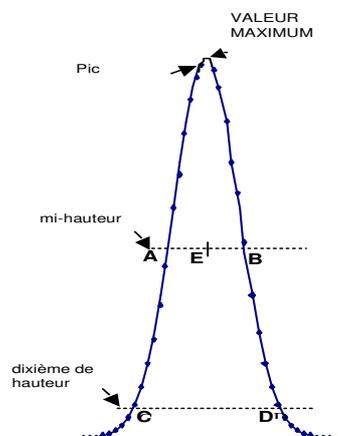
**- Analyse des résultats :**

Sur l'image acquise, des profils de largeur  $30\text{mm} \pm 5\text{mm}$  sont tracés perpendiculairement à l'axe des fentes, **les profils étant contigus**. Sur chacune des courbes FDL (fonction de dispersion linéaire) tirées de ces profils, sont calculées par interpolation linéaire (**figure 3-3**) :

- la largeur à mi-hauteur du maximum (LMH) : distance AB,
- la largeur au dixième de la hauteur du maximum (LDH) : distance CD.

Le maximum est déterminé comme suit :

- Si la taille du pixel est inférieure à  $0,2 \times \text{LMH}$  : c'est la valeur du pixel maximal (pixel désigné par l'étiquette « Pic » sur la figure 3.3).
- Si cet échantillonnage n'est pas respecté : on effectue un ajustement parabolique tel que décrit dans (4) pour interpoler la courbe, et le maximum est la valeur maximum de la parabole (cf. figure 3.3).



**Figure 3-3** : Détermination des LMH et LDH à partir des courbes de FDL

En tenant compte de toutes les FDL obtenues suivant les axes X et Y, la résolution spatiale s'exprime en mm par :

$$LMH = \langle LMH \rangle \pm \sigma_{LMH} \quad \text{Equation 3-3}$$

$$LDH = \langle LDH \rangle \pm \sigma_{LDH} \quad \text{Equation 3-4}$$

avec  $\langle LMH \rangle, \langle LDH \rangle$  : moyennes des LMH et LDH

et  $\sigma_{LMH}, \sigma_{LDH}$  : écarts-type des LMH et LDH

Le facteur de conversion mm/pixel est obtenu en divisant l'écart réel entre deux valeurs maximales adjacentes (30 mm) par la moyenne des écarts mesurés en pixel, pour tous les maxima du champ de vue du détecteur.

**- Tolérances :**

Conformes aux spécifications du constructeur

**- Fréquence du test :**

A la réception et après chaque intervention affectant la résolution spatiale du détecteur

**- Durée du test :**

1 heure par détecteur

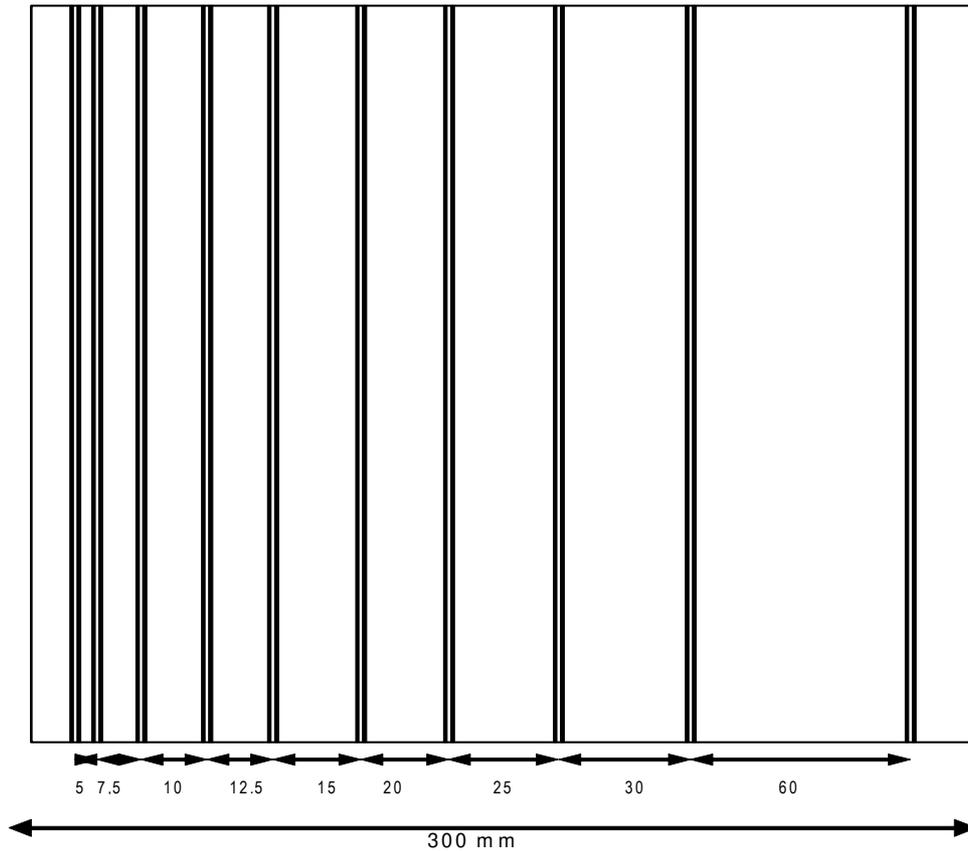
**3.2.3.2 Résolution spatiale du système :**

**- Matériel et acquisition des données :**

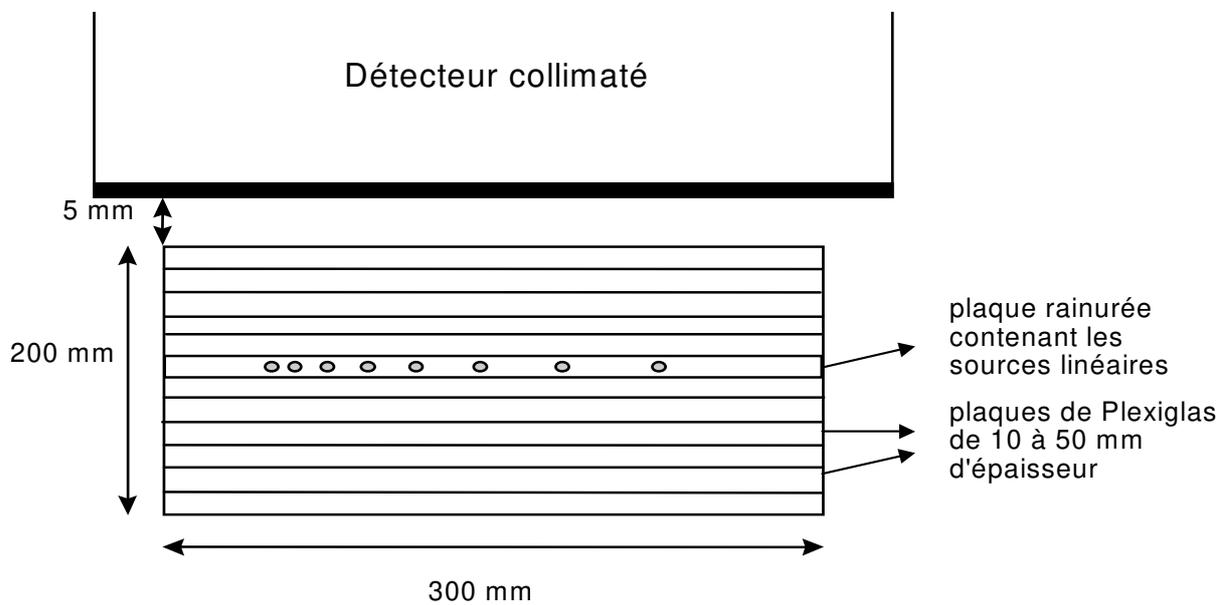
Sauf indication contraire du constructeur :

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage	Format image
basse énergie	Gaine remplissable de $^{99m}\text{Tc}$ avec diamètre intérieur $\leq 1$ mm	200 MBq/mL	fenêtre utilisée en clinique	$\leq 30000$ cps/s avec le contenu du pixel max $> 100$	512*512 ou 1024 <sup>2</sup> si possible

**Tableau 3-4 :** Paramètres de l'acquisition de résolution spatiale du système



**Figure 3-4 :** Mire pour le test de résolution spatiale du système (d'après (1)): épaisseur de la plaque de Plexiglas: 10 mm, largeur des rainures: 1 mm



**Figure 3-5 :** Vue de profil du fantôme pour le test de résolution spatiale du système

La mire de résolution est une plaque de Plexiglas (figure 3-4) rainurée pour permettre de fixer une gaine remplissable. Le fantôme est constitué d'un ensemble de plaques en Plexiglas de 1 à 5 cm d'épaisseur et de 30\*30 cm<sup>2</sup> de côté (figure 3-5).

Les gaines sont remplies d'une solution de  $^{99m}\text{Tc}$  (tableau 3-4). Les sources linéaires ainsi formées sont placées perpendiculairement à l'axe du collimateur adapté à l'énergie du radionucléide et parallèlement à l'un des axes électroniques du détecteur (X ou Y). L'intervalle d'air entre la face d'entrée du collimateur et la surface du fantôme est de l'ordre de 5 mm.

Les mesures sont réalisées pour les sources linéaires successivement à 0, 50, 100 et 150 mm de la surface du fantôme. Pour chaque distance, une image est acquise dans l'échantillonnage le plus fin dont on dispose. Le pixel maximum doit contenir au moins 100 événements. Les deux axes électroniques du détecteur sont explorés.

***- Analyse des résultats :***

Les images obtenues sont examinées et, l'espacement minimal entre deux sources pour que leurs images soient visuellement séparées, est noté pour les différentes images.

Sur la dernière source linéaire (espacement de 60 mm), on évalue la résolution spatiale comme en 3.2.3.1 pour l'image obtenue à 100 mm de la surface de l'objet-test.

***- Tolérance :***

La résolution spatiale à 100 mm ne doit pas s'écarter de plus de 5% de la spécification du constructeur suivant les 2 axes X et Y.

***- Fréquence du test :***

A la réception de tout nouveau collimateur ou et/ou pour tout nouveau radionucléide aux profondeurs 0, 50, 100, 150 mm.

***- Durée du test :***

1 heure 30 environ par détecteur et par collimateur

***3.2.3.3 Non linéarité spatiale intrinsèque :***

***- Matériel et acquisition des données :***

Les images acquises en 3.2.3.1 sont utilisées pour le test de non-linéarité spatiale intrinsèque suivant les deux axes électroniques X et Y.

**- Analyse des résultats :**

**i) Non-linéarité spatiale différentielle**

Des profils sont obtenus à partir de bandes perpendiculaires aux axes des fentes et de largeur au plus égale à 30mm dans la direction de ces axes. Les bandes sont contiguës l'une de l'autre. L'emplacement  $X_E$  de chaque pic est déterminé à partir des mi-hauteurs obtenues par interpolation (figure 3-3). Dans chaque bande, on détermine les distances entre les positions des pics adjacents.

La **non-linéarité spatiale différentielle**, pour le champ de vue du détecteur, est l'écart-type de toutes les distances mesurées en mm sur les images acquises selon les orientations X et Y. Elle est calculée pour le champ de vue utile (CDV).

Le facteur de conversion mm /pixel est obtenu selon la méthode décrite en 3.2.3.1.

**ii) Non-linéarité spatiale absolue**

La **non-linéarité spatiale absolue** est obtenue en ajustant par la méthode des moindres carrés les deux jeux de données pris séparément (selon X et Y), à un ensemble de lignes parallèles également espacées de la distance entre pics adjacents, pour l'orientation considérée.

Elle s'exprime comme la plus grande valeur, en mm, des déplacements X ou Y entre les lignes observées et ajustées sur la totalité du champ de vue du détecteur.

**- Tolérances :**

Conformes aux spécifications du constructeur

**- Durée et fréquence du test :**

1 heure par détecteur simultanément au test de résolution spatiale intrinsèque

Réception, après chaque intervention concernant le calibrage en linéarité du détecteur

**3.2.3.4 Image de référence de résolution et linéarité spatiales :**

**- But :**

La mesure de résolution spatiale est réalisée indirectement à partir de l'image d'une mire de résolution spatiale de type quadrants accessible dans tout service de médecine nucléaire. Ce test de référence peut être réalisé en mode intrinsèque ou extrinsèque pour un suivi des performances et reste simple à mettre en œuvre; il est ici présenté en réponse intrinsèque.

**- Principe :**

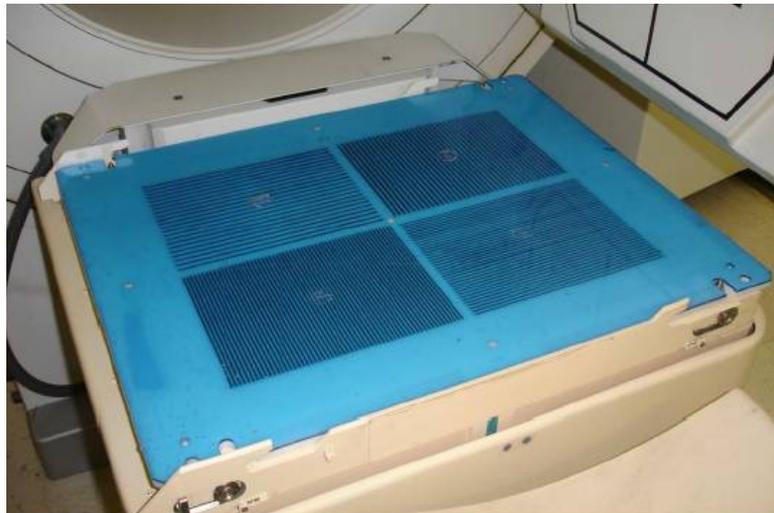
Une analyse statistique de la moyenne et de l'écart-type de l'image sur les secteurs de l'image d'un objet-test de type mire à quadrants (29) permet d'estimer la résolution spatiale sous réserve de vérifier que le critère de non-uniformité soit correct avant de procéder à cette analyse.

**- Matériel et acquisition des données :**

L'objet-test est une mire de résolution à quadrants. Il est nécessaire de disposer d'au moins un quadrant dont l'espacement des barres est supérieur à la résolution spatiale intrinsèque annoncée lors des tests de réception pour garantir la reproductibilité des mesures. Cet espacement ne doit toutefois pas dépasser la résolution spatiale intrinsèque annoncée de plus de 1,5 mm. Par exemple, pour un détecteur de résolution spatiale intrinsèque de 3 mm, le secteur '4 mm' sera exploité. La mire doit couvrir si possible la totalité du champ de vue du détecteur ; **certaines mires étant proposées avec une insertion sur le détecteur identique à celle du collimateur (Figure 3-6).**

<b>Collimateur</b>	<b>Source</b>	<b>Activité</b>	<b>Fenêtre spectrale</b>	<b>Taux de comptage</b>	<b>Format image</b>
Sans collimateur ± limiteur de champ en plomb	Source quasi-ponctuelle <sup>99m</sup> Tc positionnée selon figure 3-1.	12 à 15 MBq	Fenêtre utilisée en clinique	≤30000 evts/s avec le contenu du pixel max > 100 evts	512*512 ou 1024 <sup>2</sup> si possible

**Tableau 3-5 :** Paramètres de l'acquisition de l'image de référence du test de résolution spatiale intrinsèque



**Figure 3-6 :** Positionnement de la mire à quadrants pour l'acquisition de l'image de référence de résolution spatiale intrinsèque

Dans le cas plus général, la mire est posée au plus près de la surface du détecteur non collimaté, **le dispositif de protection du cristal étant en place pour éviter toute contrainte mécanique sur**

**celui-ci.** La mire est placée au centre du champ de vue, des limiteurs de champ plombés complétant la surface de détection.

La mesure est réalisée selon les deux directions X et Y, la mire étant positionnée en conséquence avec un alignement selon les axes du détecteur qui n'est pas critique pour l'analyse (tolérance à  $\pm 10$  degrés près, **d'après 29**).

**- Analyse des résultats :**

Sur l'image acquise, une région d'intérêt circulaire d'un diamètre environ de 70 pixels est tracée sur chacun des quadrants analysés.

La valeur moyenne ( $\mu$ ) et l'écart type ( $\sigma$ ) du comptage obtenu dans la région d'intérêt est relevée pour chacun des quadrants. Pour chaque quadrant de fréquence  $f_b$ , la largeur à mi-hauteur (LMH) est calculée selon la formule ci-dessous **(29)** :

$$LMH(mm) = 1,058 \times L \times \sqrt{\frac{\mu(f_b)}{\sqrt{2[\sigma^2(f_b) - \mu(f_b)]}}} \quad \text{Equation 3-5}$$

avec :

- L : largeur et/ou espacement des barres du quadrant considéré de fréquence  $f_b$  ;
- $\mu(f_b)$  : valeur moyenne de comptage dans la région d'intérêt relative au quadrant de fréquence  $f_b$  ;
- $\sigma(f_b)$  : écart-type des coups totaux de la région d'intérêt relative au quadrant de fréquence  $f_b$ .

**- Tolérance :**

Cette estimation de la LMH ne doit pas être comparée à la valeur théorique car le facteur correctif lié au pas d'échantillonnage n'est pas pris en compte dans l'équation 3-5.

**- Fréquence du test :**

En référence et après chaque intervention liée aux réglages de linéarité, ou modification apportée au détecteur.

**- Durée du test :**

30 minutes par détecteur

### 3.2.4 Sensibilité du système

#### - But :

Le but de ce test est de déterminer le rapport du taux de comptage du détecteur (nombre d'évènements comptés par le système) à l'activité d'une source radioactive de dimensions inférieures au champ de vue. La sensibilité s'exprime en  $\text{evts.Bq}^{-1}.\text{s}^{-1}$ . Elle est définie pour un collimateur, une fenêtre spectrale et un radionucléide donné. Elle est mesurée dans des conditions pour lesquelles les pertes de comptage sont négligeables.

#### - Principe :

La sensibilité du système est mesurée dans un fantôme diffusant pour une source radioactive plane d'activité connue (norme CEI). Les contributions associées aux photons ayant interagi dans le fantôme ou dans le collimateur sont prises en compte dans la mesure. Les conditions de mesure (collimateur, radioélément, fenêtre spectrométrique) seront celles employées pour les examens cliniques. Une mesure dans l'air (sans volume diffusant) pour caractériser le collimateur sera également réalisée (document NEMA). L'activité présente dans la source doit être mesurée avec une précision meilleure que 5 % au moyen d'un activimètre étalonné.

#### - Matériel et acquisition des données :

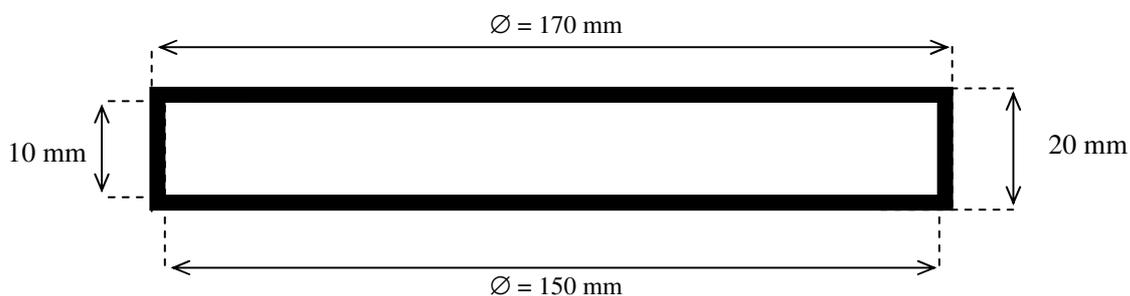
Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage et critère d'arrêt	Format image
Tous les collimateurs utilisés en routine	Radionucléide adapté au collimateur.	40 à 80 MBq	Fenêtre utilisée en routine	$\leq 30\ 000$ evts/s. $\geq 4$ M evts.	Indifférent

**Tableau 3-6 :** Paramètres de l'acquisition du test de sensibilité système

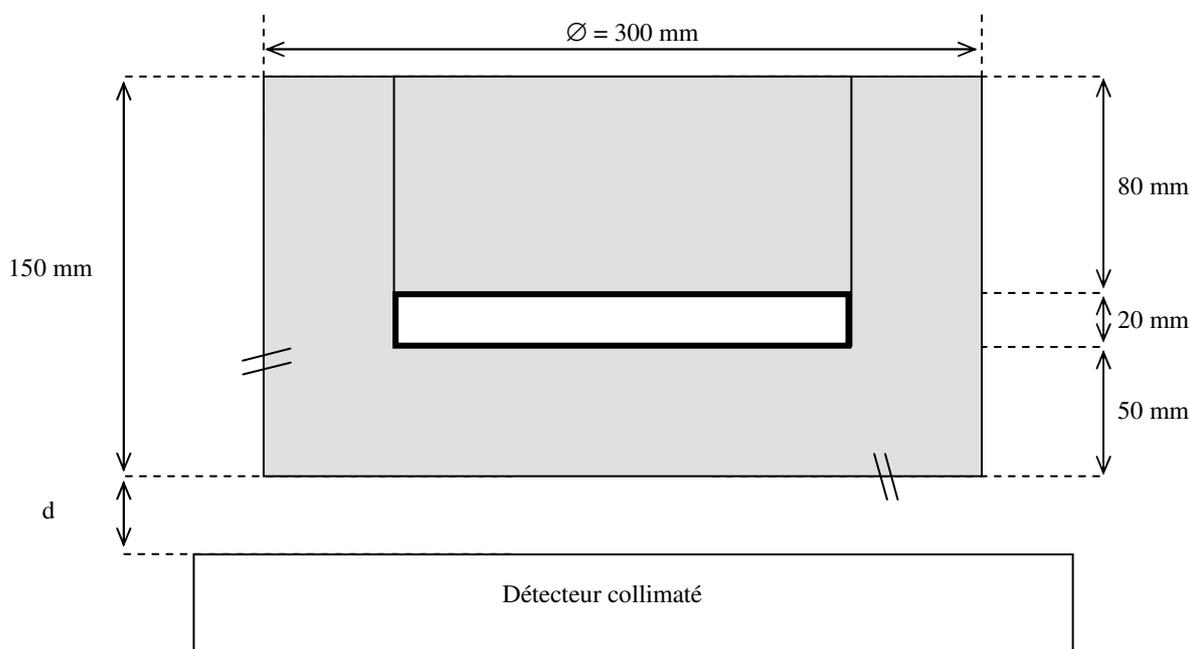
La source plane (figure 3-7) est remplie du radionucléide choisi. Si ce fantôme n'est pas disponible, il est possible d'utiliser un fantôme de dimensions comparables (inférieur à la moitié de la plus petite dimension du détecteur).

Pour la mesure de la sensibilité en présence de milieu diffusant, la source est placée dans le fantôme comme indiqué sur la figure 3-8. L'activité de cette source doit être connue avec précision (corrigée de l'activité de la seringue vide et de la décroissance radioactive). L'ensemble est placé devant le collimateur adapté à l'énergie du radionucléide, centré sur l'axe du collimateur. L'intervalle d'air  $d$  entre la face d'entrée du collimateur et la surface du fantôme est inférieur à 5 mm.

La sensibilité dans l'air est mesurée sans matériau diffusant, la source étant placée à 100 mm du collimateur. Le taux de comptage lié au bruit de fond est mesuré avec la même durée d'acquisition et les mêmes conditions spectrométriques.



**Figure 3-7 :** Source plane cylindrique remplissable en plexiglas pour les tests de sensibilité et taux de comptage du système (d'après (6)).



**Figure 3-8 :** Fantôme cylindrique en plexiglas pour les tests de sensibilité et taux de comptage du système (d'après (6)).

L'activité  $A$  présente dans la source doit être corrigée de l'activité résiduelle dans la seringue de préparation et de la décroissance radioactive. On relève le nombre d'évènements mesurés sur toute l'image et la durée d'acquisition pour calculer les taux de comptage  $C_d$  (avec diffusé),  $C_a$  (dans l'air) et  $C_{bdf}$  (bruit de fond).

La sensibilité du système s'exprime en "evts.Bq<sup>-1</sup>.s<sup>-1</sup>" pour le radionucléide et le collimateur utilisés selon :

- Dans l'air :

$$S_a = (C_a - C_{bdf}) / A$$

*Equation 3-6*

- En présence de milieu diffusant :

$$S_d = (C_d - C_{bdf}) / A$$

*Equation 3-7*

**- Tolérances :**

La sensibilité mesurée ne doit pas s'écarter de plus de 5 % de la valeur **spécifiée** par constructeur (en général,  $S_a$  **référence NEMA dans l'air**). Pour les systèmes multidétecteurs, l'écart maximum entre les sensibilités mesurées sur les différents détecteurs doit être inférieur à 2 %.

**- Durée et fréquence :**

Le test dure environ 30 minutes par collimateur et par radionucléide. Il est effectué à la réception et lors d'un remplacement de collimateur pour tous les radionucléides utilisés en routine.

On recommande d'effectuer ce test une fois par an pour un radionucléide et un collimateur, afin d'effectuer le suivi de la sensibilité du détecteur.

*Remarque : Le test de sensibilité peut être réalisé en même temps que le test du taux de comptage du système.*

### **3.2.5 Taux de comptage du système en présence de milieu diffusant**

**- But :**

La réponse en taux de comptage d'une gamma caméra dépend des caractéristiques des détecteurs ainsi que de la distribution de la source radioactive et des matériaux diffusants. De nombreux paramètres tels que la fenêtre spectrométrique, la géométrie de la source radioactive, le volume diffusant, le taux de comptage incident, les corrections appliquées sont susceptibles de modifier les pertes en taux de comptage du système qu'il convient de caractériser dans des conditions les plus proches des conditions cliniques d'imagerie.

**- Principe :**

La mesure est réalisée en présence de milieu diffusant. Une courbe en échelle linéaire, montrant le taux de comptage observé (en impulsions par seconde) en fonction de l'activité, est tracée lorsque l'activité de la source varie par décroissance radioactive. **Pour l'exploitation pratique de cette courbe, les taux de comptages incidents - qui se subrogent à l'estimation de l'activité - sont calculés à partir du dernier point d'enregistrement pour lequel le temps mort ne modifie pas significativement le taux de comptage observé.** Le protocole est celui décrit dans les documents NEMA NU1-2007 et CEI 60789-2005.

Deux paramètres sont mesurés :

- le taux de comptage observé pour une perte de taux de comptage de 20%,
- le taux de comptage maximum.

**- Matériel :**

L'objet test est le même que celui utilisé en 3.2.4 pour le test de sensibilité du système. L'objet test est centré dans le champ de vue utile du détecteur ; la face de l'objet test pour laquelle la source radioactive se trouve sous une épaisseur de 5 cm de milieu diffusant est positionnée en face du détecteur. L'intervalle d'air entre la surface d'entrée du collimateur et la surface de l'objet test est de l'ordre de 5 mm.

On emploie le  $^{99m}\text{Tc}$ . L'activité initialement présente est telle que le taux de comptage incident est supérieur à la saturation du détecteur. L'activité  $A_{\text{cal}}$  ainsi que l'heure de mesure  $T_{\text{cal}}$  sont enregistrées.

Pour des raisons de radioprotection, l'activité de départ ne doit en aucun cas dépasser 4 GBq.

**- Acquisition des données :**

Une mesure de bruit de fond est effectuée sur 10 minutes et le taux de comptage associé est estimé :  $R_{\text{bdf}}$ . Les mesures de taux de comptage sont effectuées sur environ 10 périodes radioactives. Cependant, si on possède un activimètre étalonné, on peut utiliser plusieurs sources calibrées en cours d'expérimentation.

Les comptages sont effectués selon le mode utilisé en clinique : "mode standard". Dans le cas particulier d'utilisation de la gamma-caméra à taux de comptage élevés (études au premier passage par exemple), le "mode rapide" sera également caractérisé.

Sauf indication contraire du constructeur :

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage	Format image
Parallèle Basse-énergie	Objet test cylindrique	< 4 GBq	utilisée en clinique	décroissant jusqu'à 4 000 evts/s	64x64
Critère d'arrêt : 100 000 événements /image ou au moins 10 secondes Durée du test : 60 heures si on se base sur la décroissance radioactive d'une source de $^{99m}\text{Tc}$					

**Tableau 3-7.** Paramètres d'acquisition de la mesure de taux de comptage.

- La fenêtre spectrométrique est centrée sur le pic d'absorption totale à l'aide d'une source radioactive correspondant à un faible taux de comptage et **n'est plus ajustée** pour la suite du test.

- Pour les fortes activités, il est déconseillé de laisser en permanence le détecteur exposé à la source.

Pour chaque acquisition  $i$ , on enregistre le taux de comptage mesuré  $R_i$  corrigé du bruit de fond  $R_{\text{bdf}}$ , la durée d'acquisition  $\Delta t_i$  et le temps du début d'acquisition  $t_i$ .

**- Traitement et analyse :**

Le taux de comptage incident  $I_i$  est déduit du dernier point de mesure  $n$  (pour lequel on suppose que les effets du temps mort sont négligeables) par correction de la décroissance radioactive :

$$I_i = R_n * \exp ((t_n - t_i) * \ln(2) / T_{1/2}) \quad \text{Equation 3-8}$$

avec  $T_{1/2}$  période radioactive du  $^{99m}\text{Tc}$  ( $T_{1/2} = 6,02$  h)

Les différents points de mesure  $R_i$  sont reportés en fonction du taux de comptage incident  $I_i$ . Le taux de comptage maximum est reporté. Le taux de comptage observé correspondant à 20% de perte est calculé par interpolation linéaire des 2 points expérimentaux les plus proches. Le taux de comptage sans perte est déterminé par la tangente à l'origine de la courbe.

**- Fréquence du test :**

Réception, référence.

**- Durée du test :**

60 heures lorsqu' une seule source radioactive est disponible

### **3.2.6 Résolution intrinsèque en énergie**

**- But :**

L'**indice de résolution en énergie** est la largeur à mi-hauteur du pic d'absorption totale, exprimé en pourcentage de l'énergie du rayonnement considéré.

Le calibrage automatique du détecteur permet de centrer la réponse de chaque photomultiplicateur sur sa valeur de référence. La résolution en énergie est un indicateur du bon ajustement du gain des tubes photomultiplicateurs ; sa mesure est toujours associée à la valeur du pic photoélectrique.

**- Principe :**

On analyse le spectre des hauteurs d'impulsions, l'ensemble de la surface de détection étant soumise à un flux de photons uniforme.

**- Matériel et acquisition des données :**

Sauf indication contraire du constructeur, les paramètres suivants sont sélectionnés :

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage	Format image
Sans collimateur ± limiteur de champ en plomb	Source quasi-ponctuelle <sup>99m</sup> Tc ou <sup>57</sup> Co située à plus de 5 fois la plus grande dimension du champ de vue	Entre 15 et 20 MBq	sans objet	≤30000 évts/s	<b>indifférent</b>

**Tableau 3-8 :** Paramètres d'acquisition pour la mesure de la résolution en énergie.

Le contenu du canal du pic d'absorption totale doit être supérieur à 10000 évènements

**- Analyse :**

La résolution intrinsèque en énergie correspond à la largeur à mi-hauteur du pic d'absorption totale exprimée en pourcentage de l'énergie considérée. La position du pic d'absorption totale est enregistrée.

**- Tolérances :**

La position du pic ne doit pas s'écarter de plus de 3 keV par rapport à la valeur de référence et il ne doit pas exister plus de 2 keV d'écart entre les valeurs des différents détecteurs du système

La résolution en énergie ne doit pas s'écarter d'1 unité de la valeur de référence du constructeur.

**- Durée d'acquisition :**

10 minutes par détecteur

**- Fréquence du test :**

Réception, après chaque intervention sur la matrice de correction en énergie

**3.2.7 Fuites de blindage**

**- But :**

L'évaluation des fuites de blindage de la gamma caméra permet de mesurer la sensibilité du détecteur à :

- la radioactivité du patient se trouvant à l'extérieur du champ de vision,
- la présence de sources aux alentours de la caméra, par exemple des patients injectés attendant leur examen dans des salles contiguës.

**- Principe :**

Un contrôle initial du blindage d'une gamma caméra, appelé méthode *simplifiée*, est réalisé en déplaçant une source radioactive au contact des différentes parties externes du blindage du détecteur pour mettre en évidence des fuites de blindage aux régions situées à l'arrière et sur les côtés du blindage du détecteur et sur les joints entre le blindage et le collimateur. Cette méthode sera suffisante, pour vérifier l'absence de fuites de blindage pour les radionucléides de faible énergie comme le  $^{99m}\text{Tc}$ , notamment après une intervention mécanique sur le détecteur. Mais lorsque des fuites de blindage significatives sont identifiées (dans le cas de radioéléments comme l' $^{131}\text{I}$  par exemple), une méthode *standardisée* explorant l'influence de la présence de radioactivité en dehors du champ de vue sera utilisée.

Le taux de comptage (corrige du bruit de fond) produit par le détecteur est mesuré et exprimé en pourcentage du taux de comptage (hors bruit de fond) lorsque la source est placée sur l'axe d'un collimateur spécifié, à 200 mm de la face avant du collimateur.

**- Matériel et acquisition des données :**

Méthode standardisée : Ce test doit être effectué à l'énergie de 140 keV ( $^{99}\text{Tc}^m$ ) et à l'énergie maximale d'utilisation de la caméra à scintillations, en ayant alors pris soin de bien utiliser le collimateur adapté à l'énergie du radionucléide.

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage	Format image
Adapté au radioélément étudié	Source ponctuelle de 1 à 5 cc	Entre 50 et 100 MBq	Fenêtre utilisée en pratique clinique	entre 1 et 30 kevt/s en face du collimateur	indifférent

**Tableau 3-9 :** Paramètres d'acquisition pour la mesure des fuites de blindage

La source ponctuelle doit être placée sur la table sous le collimateur. Le détecteur devra être placé 20 cm au-dessus de la table, orienté face vers le sol. Le taux de comptage sera alors mesuré à des points situés (figure 3-9a) :

- Au centre du champ de vue (mesure de référence)  $R_0$ ,
- Puis à 10, 20, 30 cm en dehors du bord de champ de vue (dans les deux directions « tête » et « pied »).

Sept mesures sont donc à réaliser. Pour chaque position « i », on enregistre le nombre de coups  $CA_i$  collectés pendant le temps  $TA_i$ . ;  $CA_i$  devant être supérieur à 10 000 coups. Une mesure du

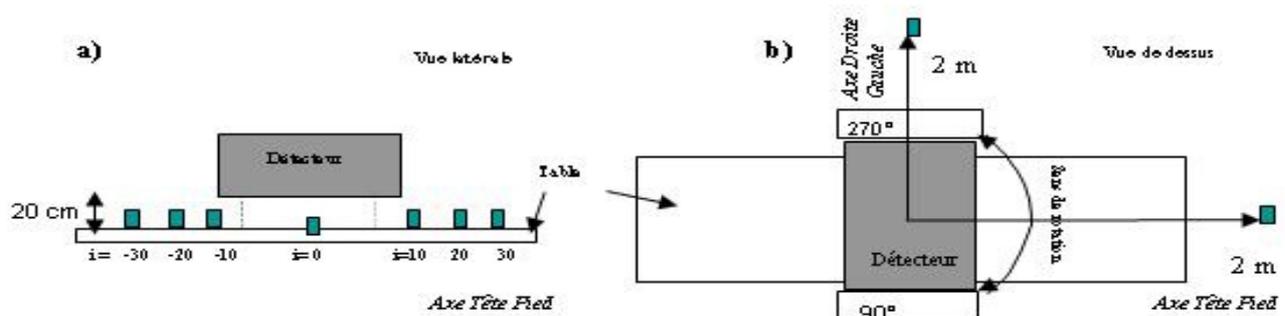
bruit de fond sera réalisée sur au moins 1 minute correspondant à un nombre de coups collectés  $C_{bdf}$  pendant  $T_{bdf}$ .

Pour évaluer l'efficacité de la protection par rapport aux sources situées aux alentours du détecteur, deux jeux complémentaires de mesures sont nécessaires (figure 3-9b) :

- la source est placée à deux mètres du détecteur selon l'axe du lit (axe tête-pied) et à un mètre au-dessus du sol. Le taux de comptage sera mesuré avec le détecteur placé dans les 4 orientations suivantes 0, 90, 180 et 270°.

- la source est ensuite positionnée à 2 mètres du statif suivant la direction « droite gauche » du patient, et à 1 mètre du sol.

On mesure alors le taux de comptage pour 3 positions : détecteur face vers le bas, face vers le haut et source au dos du détecteur.



**Figures 3-9 :** Positionnements de la source radioactive pour les mesures de fuites de blindage (d'après 6): a) sur la table d'examen, b) à 2 m du centre du champ de vue du détecteur.

**- Analyse des données :**

Pour chaque position de source, à partir du taux de comptage corrigé du taux de comptage associé au bruit de fond, on exprime :

- Les fuites de blindage calculées en pourcentage par rapport au taux de comptage mesuré lorsque la source est placée sur l'axe de la caméra ( $R_0$ ) ;
- La plus grande valeur obtenue est retenue pour caractériser les fuites de blindage.

**- Tolérances :**

Les valeurs mesurées par la méthode standardisée devront être en accord avec les spécifications du constructeur suivant la méthodologie décrite par NEMA.

Typiquement, inférieur à 5% pour le  $^{99m}\text{Tc}$ -99m et inférieur à 10% pour l'  $^{131}\text{I}$ .

**- Fréquence du test :**

Réception, pour tout nouveau collimateur.

**- Durée du test :**

Une heure par radionucléide.

### **3.2.8 Vérification des dimensions du pixel**

**- But :**

La mesure des performances (résolution spatiale, non-linéarité, ...), les logiciels de traitement des images font appel aux dimensions des pixels qui sont enregistrées lors du calibrage des détecteurs. Il est nécessaire de s'assurer de l'exactitude de ces valeurs et de leur stabilité dans le temps.

**- Principe :**

On détermine le nombre de pixels de l'image correspondant à une distance connue selon les axes X et Y du détecteur.

**- Matériel et acquisition des données :**

<b>Collimateur</b>	<b>Source</b>	<b>Activité</b>	<b>Fenêtre spectrale</b>	<b>Taux de comptage</b>	<b>Format image</b>
Basse énergie Haute résolution	5 sources quasi-ponctuelles <sup>99m</sup> Tc	4 MBq par source	Fenêtre utilisée en clinique	≤30000 evts/s	512*512

**Tableau 3-10 :** Paramètres d'acquisition pour la mesure de la taille du pixel

Cinq sources quasi-ponctuelles de <sup>99m</sup>Tc sont positionnées au centre du champ de vue et à une distance correspondant aux 3/4 des dimensions du champ de la caméra sur chacun des axes : Les sources ponctuelles sont positionnées sur les axes géométriques du détecteur matérialisés sur le collimateur. Elles sont soigneusement placées au centre du champ de vue et sur chacun des 4 demi-axes à une distance correspondant à 0,75 fois les dimensions du champ de vue de la caméra.

Une image contenant au moins 100 000 événements est acquise dans un format au moins égal à 512x512 pixels.

Le test est effectué pour les différents détecteurs.

**- Analyse :**

Le centre de gravité ( $X_i, Y_i$ ) de chaque source est calculé.

Le calcul de la taille du pixel ( $T_X$  et  $T_Y$ ) est effectué indépendamment pour les axes X et Y. Par exemple, pour calculer la taille du pixel en X, on mesure la distance en pixels séparant les deux sources les plus éloignées alignées suivant l'axe X. Le rapport de la distance réelle en mm à la distance en pixels donne la taille du pixel en mm.

**- Tolérances :**

La différence entre les dimensions en X et Y ne doit pas excéder 5 %. Pour les systèmes multidétecteurs, l'écart entre les dimensions du pixel d'un détecteur à l'autre ne doit pas excéder 5%.

**- Fréquence du test :**

Réception, référence, annuelle

**- Durée du test :**

30 minutes.

### 3.3. MODE CORPS ENTIER

#### 3.3.1 Variation longitudinale de spectrométrie

##### - But :

Le but de ce test est de vérifier l'absence de décalage de la fenêtre spectrométrique lors du déplacement longitudinal du détecteur. En mode balayage corps entier, la position du maximum du pic d'absorption totale et sa largeur à mi-hauteur doivent être indépendantes de la position longitudinale du ou des détecteurs. Des variations peuvent apparaître lorsque le blindage magnétique des photomultiplicateurs est déficient.

Une variation longitudinale de spectrométrie va entraîner l'apparition de défauts d'uniformité lorsque les(s) détecteur(s) se déplace(nt).

##### - Principe :

Ce contrôle consiste à s'assurer de la constance de la spectrométrie pendant un balayage corps entier (BCE). Pour chaque détecteur, trois positions longitudinales sont étudiées, correspondant aux deux extrémités de la zone de balayage et à une position intermédiaire. Pour chacune des positions une analyse spectrométrique est réalisée.

Il ne concerne pas les systèmes pour lesquels le balayage corps entier est obtenu avec un mouvement de la table d'examen.

##### - Matériel et acquisition des données :

Collimateur	Source	Activité
Basse énergie habituellement utilisé pour les BCE	Plane uniforme : $^{99m}\text{Tc}$ ou $^{57}\text{Co}$	< 500 MBq

**Tableau 3-11** : Paramètres d'acquisition pour la mesure des variations longitudinales de spectrométrie.

La source est placée sur la table d'examen, à une distance d'environ 10 cm par rapport au(x) détecteur(s) collimaté(s).

##### - Analyse des résultats :

Pour les trois géométries d'acquisition, on relève la position du pic d'absorption totale exprimée en keV. L'écart maximal entre les différentes positions du pic est relevé.

La résolution en énergie peut également être évaluée pour chaque position de la source.

**- Tolérances :**

L'écart maximal entre les différentes positions du pic doit être inférieur ou égal à 2 keV.

La résolution en énergie ne doit pas varier de plus 1 unité par rapport à la valeur de référence.

**- Durée et fréquence du test :**

15 minutes

A la réception, annuel et en cas de défaut d'uniformité en mode balayage corps entier.

**3.3.2 Non-uniformité de réponse en mode balayage corps entier**

**- But :**

Le but de ce test est de contrôler l'uniformité de réponse du système pendant le balayage corps entier d'une source plane uniforme. L'image obtenue pour un balayage corps entier d'une source radioactive uniforme sur la totalité du champ exploré, doit être uniforme. Des défauts d'uniformité peuvent être produits par des variations longitudinales de la spectrométrie ou des défauts d'uniformité des détecteurs mais également par des défauts de positionnement des informations pendant les différentes phases d'acquisition, des discontinuités entre ces phases ou des variations de la vitesse de balayage en cours d'acquisition.

**- Principe :**

Un balayage corps entier est effectué avec une source plane fixée sur le collimateur d'un des détecteurs. L'image obtenue est analysée pour la recherche d'inhomogénéités.

Dans le cas d'un système monodétecteur, les positions « antérieure » et « postérieure » doivent être contrôlées. Dans le cas d'un système multidétecteurs, la configuration des détecteurs doit être celle habituellement utilisée pour les examens cliniques. L'interposition du lit peut influencer sur le résultat d'un des détecteurs.

**Ce test doit être réalisé pour tous les collimateurs utilisés en mode balayage corps entier et doit être précédé d'un contrôle de la non-uniformité en mode planaire et d'un contrôle de variation longitudinale de spectrométrie.**

**- Matériel et acquisition des données :**

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage	Format image	Vitesse de balayage
Habituel pour les BCE (basse, moyenne, haute énergie)	Plane uniforme, $^{99m}\text{Tc}$ ou $^{57}\text{Co}$	entre 200 et 500 MBq	Fenêtre utilisée en pratique clinique	$\leq 30000$ evts/s *	CE	Habituelle et la plus lente

\* Il n'est pas possible de proposer un critère d'arrêt de l'image qui va dépendre en pratique de l'activité de la source plane, du collimateur et de la vitesse de balayage. Ce paramètre doit être cependant choisi pour être reproduit facilement si une analyse quantitative est effectuée dans le cadre du suivi.

**Tableau 3-12:** Paramètres d'acquisition pour le test de non-uniformité de réponse en mode balayage corps entier

La source plane est solidaire du détecteur collimaté et parallèle à celui-ci. La longueur balayée est la plus grande utilisée pour les examens cliniques.

Pour des raisons de radioprotection, il sera effectué avec la source plane de  $^{57}\text{Co}$  ou de  $^{99m}\text{Tc}$ , quel que soit le collimateur utilisé.

**- Analyse des résultats :**

Analyse visuelle :

Une analyse visuelle pour la recherche de défauts d'uniformité est effectuée sur l'image obtenue.

Analyse quantitative :

Un ré-échantillonnage de l'image est effectué de façon à avoir des pixels de même dimension qu'en format 64\*64. Une bande de 30 mm de largeur est enlevée sur les quatre côtés de l'image. Les données appartenant à l'image sont lissées une fois par un filtrage 9 points avec les coefficients de pondération suivants :

$$\begin{matrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{matrix}$$

La non-uniformité intégrale est évaluée : Les valeurs maximale ( $V_M$ ) et minimale ( $V_m$ ) des contenus de l'ensemble des pixels non nuls sont déterminées. Le pourcentage de non-uniformité intégrale ( $U_i$ ) est obtenu par l'équation 3-1.

**- Tolérance :**

Les conditions de statistique étant très difficile à normaliser, nous retenons:

- L'absence de défauts d'uniformité,

- Une non-uniformité intégrale ne doit pas varier de plus 2 unités par rapport à la valeur de référence.

***- Durée et fréquence du test :***

De 30 à 40 minutes, variable en fonction de la vitesse de balayage.

A la réception, avec une fréquence annuelle et après chaque intervention sur le système de balayage corps entier.

### ***3.3.3 Constance de la vitesse de balayage***

***- But :***

Le déplacement mécanique des détecteurs ou du lit d'examen, doit se faire à vitesse strictement constante. Une variation de cette vitesse ou des discontinuités entre les phases de balayage électronique et mécanique, **provoquent** des défauts d'uniformité.

***- Principe :***

Ce test consiste à s'assurer de la constance de la vitesse de balayage mécanique et de l'absence de discontinuités entre les phases de balayage mécanique et électronique.

Le tracé de profils longitudinaux sur l'image d'uniformité permet de mettre en évidence un ralentissement (augmentation du nombre de coups) ou une accélération (diminution du nombre de coups) du mouvement des détecteurs ou du lit. De brusques discontinuités au moment de la transition balayage électronique / balayage mécanique seront attribuées à un défaut de synchronisation entre les deux types de balayage.

**Ce test ne concerne pas les systèmes pour lesquels le balayage corps entier est obtenu grâce à un déplacement pas à pas.**

***- Matériel et acquisition des données :***

Les paramètres d'acquisition sont identiques à ceux du test non-uniformité de réponse (tableau 3-12).

La source plane est solidaire du détecteur collimaté et parallèle à celui-ci. La longueur balayée est la plus grande utilisée pour les examens cliniques.

\* Pour les systèmes où le mode balayage corps entier consiste en un déplacement du (des) détecteur(s), ce test doit également être réalisé pour les collimateurs haute énergie. Néanmoins, pour des raisons de radioprotection, il sera effectué avec la source plane de  $^{57}\text{Co}$  ou de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .

\*\* Pour les systèmes où le mode balayage corps entier consiste en un déplacement du lit, celui-ci doit être chargé d'une masse d'environ 70 kg.

**- Analyse des résultats :**

Un ré-échantillonnage de l'image est effectué. Le format de l'image est modifié de façon à avoir des pixels de même dimension qu'en format 64\*64. Une bande de 30 mm de large est enlevée sur les quatre côtés de l'image. Les données appartenant à l'image sont lissées une fois par un filtrage 9 points avec les coefficients de pondération suivants :

1	2	1
2	4	2
1	2	1

On trace un profil longitudinal de largeur supérieure ou égale à 100 mm.

Sur une partie du profil correspondant à la transition entre balayage électronique et balayage mécanique ou sur une zone de référence déterminée visuellement, on évalue la moyenne et l'écart-type.

**- Tolérance :**

Toutes les valeurs du profil doivent être contenues dans un intervalle de  $\pm 3$  écart-types.

**- Durée et fréquence du test :**

15 minutes pour l'analyse

Ce test est un complément du test de non-uniformité de réponse en mode balayage corps entier.

Il est à réaliser en cas de mise en évidence de défaut d'uniformité et à la réception.

**3.3.4 Résolution spatiale en mode balayage corps entier**

**- But :**

Evaluer la plus petite distance entre deux sources linéaires ou ponctuelles pour que leurs images soient vues séparément en mode balayage corps entier.

Par rapport au mode planaire, la résolution spatiale en mode corps entier peut-être dégradée par la vitesse de balayage, des variations longitudinales de spectrométrie et l'atténuation du lit d'examen pour l'incidence postérieure.

**- Principe :**

La résolution spatiale est mesurée parallèlement et perpendiculairement à la direction du mouvement, à l'aide de la mire de résolution spatiale utilisée pour le test de résolution spatiale en mode planaire (figure 3.4). Elle est évaluée en présence de matériau diffusant équivalent aux tissus mous.

Les influences du lit d'examen et de la vitesse de balayage sont mises en évidence.

**- Matériel et acquisition des données:**

Les sources linéaires sont placées derrière 100 mm de matériau diffusant, parallèlement puis perpendiculairement à la direction du balayage (figure 3.5). Dans le cas d'un système multidétecteurs, la configuration des détecteurs est celle utilisée pour les examens cliniques.

Le fantôme est centré par rapport au champ exploré, parallèle au collimateur et à 50 mm de celui-ci pour le balayage antérieur et au plus près de la table d'examen pour le balayage postérieur. Le champ exploré est au moins égal à trois fois la dimension du détecteur dans la direction du déplacement.

Collimateurs	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage	Format image	Vitesse de balayage
Habituel pour les BCE	<sup>99m</sup> Tc linéaire selon figure 3.4	200 MBq /mL	Fenêtre utilisée en pratique clinique	≤ 30000 evts/s	CE	celle utilisée en routine clinique

**Tableau 3-13:** Paramètres d'acquisition pour le test de résolution spatiale en mode balayage corps entier

**- Analyse:**

La résolution spatiale s'exprime, en mm, par la largeur à mi-hauteur (LMH) et la largeur à un dixième de la hauteur (LDH) de la fonction de dispersion linéaire (FDL).

### Analyse visuelle

Les images obtenues sont examinées et l'espace minimal entre deux sources pour que leurs images soient visuellement séparées est noté. Cette analyse visuelle est réalisée sur chacun des supports de sortie des documents.

### Analyse quantitative

On évalue, en mm, la largeur à mi-hauteur (LMH) et la largeur à un dixième de la hauteur (LDH) à partir de profils de largeur d'au moins 30 mm tracés perpendiculairement aux sources linéaires **selon les axes X et Y**, sur l'image de la source la plus espacée (60 mm).

La taille du pixel est évaluée à l'aide des deux dernières sources linéaires parallèlement puis perpendiculairement à la direction du déplacement selon la méthode décrite en 3.2.8.

On compare les valeurs obtenues pour les sources placées perpendiculairement et parallèlement à la direction du déplacement.

Le pourcentage de dégradation par rapport à la résolution en mode planaire est évaluée, ainsi que la dégradation due à la table d'examen et celle due à la vitesse de balayage.

L'étude peut être complétée en évaluant de façon similaire, la résolution spatiale pour les autres couples radioélément/collimateur utilisés dans le service.

#### - **Tolérance :**

Dégradation par rapport à la résolution spatiale planaire inférieure à 10% .

#### - **Durée, fréquence :**

30 minutes

Réception, référence



## 3.4. MODE TOMOGRAPHIQUE

### 3.4.1 Introduction

Il est indispensable de vérifier le bon ajustement des performances entre les différents détecteurs, particulièrement en mode tomographique afin de disposer d'un ensemble de projections cohérent pour la reconstruction.

En préalable à l'évaluation des performances tomographiques, la concordance des calibrages mécaniques et électroniques entre les différents détecteurs est vérifiée dans l'espace des projections.

La reconstruction tomographique est évaluée initialement en utilisant la méthode de reconstruction analytique qui répond aux conditions des spécifications de NEMA puis dans l'environnement clinique, c'est à dire avec l'algorithme itératif et les corrections disponibles.

L'ensemble des conditions de tests de ce chapitre s'applique aux conditions d'examen utilisant le  $^{99m}\text{Tc}$  mais demeure transposable pour les évaluations cliniques à d'autres radionucléides.

Depuis l'apparition des systèmes hybrides, l'imagerie tomodensitométrique est désormais incontournable en TEMP. Nous présenterons les contrôles supplémentaires nécessaires à la fin de ce paragraphe. Plusieurs protocoles de contrôle de qualité des images TDM sont disponibles et régulièrement employés en radiologie. Les tests pertinents dans le contexte de l'imagerie hybride sont proposés. L'imagerie multimodale implique des contrôles supplémentaires que nous présentons en complément en fin de cette section.

### 3.4.2 Contrôles préliminaires en rotation :

Les contrôles mécaniques préliminaires sont indispensables avant d'entreprendre toute mesure de caractéristiques en mode tomographique. En effet, nous considérons que tous les paramètres mécaniques et un certain nombre de paramètres électriques doivent être vérifiés indépendamment des processus intégrés à la caméra. Pour les effectuer, il est nécessaire de disposer de moyens de contrôle de l'alignement avec une précision au moins égale à  $0,5^\circ$  (voir matériel nécessaire en tableau 4.1). En complément, l'utilisateur doit toujours s'assurer de l'horizontalité du sol, de la verticalité du statif, et vérifier l'horizontalité de la tête sur la face d'entrée du collimateur, de préférence sans le bouclier anti-collision, pour la position  $0^\circ$  de la caméra

### 3.4.2.1 Vérification de l'exactitude angulaire :

#### - But :

Le but de ce test est de vérifier que l'indication angulaire de la machine correspond à la valeur programmée lorsque le détecteur est en rotation pour éviter les erreurs de positionnement dans les projections enregistrées et un défaut du centre de rotation expérimental.

#### - Principe :

On compare la valeur affichée (programmée) de l'angle de rotation à la valeur mesurée à l'aide du niveau à affichage électronique.

#### - Matériel et acquisition des données:

<b>Collimateur</b>	<b>Source</b>	<b>Accessoire</b>
Le plus lourd utilisé en routine en mode tomographique	sans objet	Niveau à affichage électronique

**Tableau 3-14:** Paramètres d'acquisition pour la vérification de l'exactitude angulaire

On effectue une acquisition tomographique avec le nombre de projections permettant d'obtenir au minimum les angles 0°, 45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270°, 315°, 360° pour chaque détecteur. Les angles correspondants sont vérifiés avec le niveau angulaire sur la face d'entrée du collimateur, de préférence sans le bouclier anti-collision. Pour les positions 0° et 180°, on vérifie par ailleurs l'horizontalité des détecteurs.

#### - Analyse des résultats :

On enregistre les écarts entre l'angulation réelle et l'angulation attendue avec une précision de 0,5°. Lorsque cette précision d'affichage n'est pas accessible (affichage des encodeurs limitée au degré), on estimera la précision de l'angulation affichée du détecteur à 0,5° par moyennage des écarts entre les valeurs affichées et celles mesurées sur trois positions voisines de 1° (par exemple, les positions 44, 45 et 46° vérifiées sur le détecteur au moyen d'un niveau électronique).

#### - Tolérance :

La correspondance entre la valeur affichée et la valeur mesurée doit être  $\pm 0,5^\circ$ .

#### - Durée et fréquence du test :

Le test dure 30 minutes. Il doit être réalisé lors de la réception.

### 3.4.2.2 Vérification de la vitesse de rotation en mode continu :

#### - But :

Le but de ce test est de vérifier que la vitesse de rotation est constante lors d'une acquisition tomographique en mode continu.

#### - Principe :

La statistique de comptage étant directement proportionnelle à la vitesse de rotation, elle doit être la même pour chaque projection pour l'acquisition tomographique d'une source radioactive fixée au collimateur.

Ce contrôle consiste donc à évaluer les variations du taux de comptage lorsque la caméra effectue une rotation en mode continu. En fonction de la période du radionucléide utilisé, il faudra ou non appliquer une correction de décroissance.

#### - Matériel et acquisition des données:

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Statistique	Format image
Collimateur utilisé en rotation continue	Energie adaptée au collimateur, de petit volume, scellée ou non (sans bulle d'air)	Entre 5 et 50 MBq	$\pm 15$ % centrée sur le pic d'absorption totale <sup>2</sup>	$\geq 100\ 000$ evts par projection	indifférent

**Tableau 3-15:** Paramètres d'acquisition pour le test de vitesse de rotation en mode continu

On fixe solidement la source sur la face avant du collimateur, dans le champ de vue du détecteur. On réalise une acquisition tomographique en mode continu. Les deux sens de rotation des détecteurs doivent être contrôlés.

#### -Analyse des résultats :

Les données acquises sont réorganisées en 32 projections avec un format d'images indifférent. Si le radionucléide possède une période courte, il faut appliquer une correction de décroissance pour chaque projection. Le nombre total d'événements est mesuré pour chacune des 32 projections.

L'**écart de comptage absolu** de chaque projection est obtenu par différence de la valeur trouvée précédemment avec le nombre total moyen d'événements par projection.

---

<sup>2</sup> Cette valeur volontairement élargie permet de s'affranchir des effets des décalages de spectre pendant la rotation.

L'**écart de comptage relatif** de chaque projection est l'écart de comptage absolu exprimé en pourcentage du nombre total moyen d'événements. Les écarts relatifs sont ensuite portés sur un graphe en fonction de l'angle et l'écart relatif maximum est noté.

Ces écarts de comptage reflètent fidèlement les écarts de vitesse en cours de rotation.

**- Tolérance :**

L'écart de comptage relatif maximum ne doit pas excéder  $\pm 2\%$ .

**- Durée et fréquence du test :**

Réception, référence, annuelle.

Durée du test : 1 heure

**3.4.2.3 Variation angulaire de spectrométrie :**

**- But :**

Vérifier l'absence de décalage de la fenêtre spectrométrique lors de la rotation des détecteurs.

Des décalages angulaires de spectrométrie pouvant faire apparaître des non-uniformités de réponse pour certains angles de rotation, les caractéristiques du spectre doivent être indépendantes de l'orientation du ou des détecteur(s).

**- Principe :**

Ce contrôle consiste à s'assurer de la constance de la position du pic d'absorption totale pendant la rotation du détecteur. Pour chaque détecteur, un spectre est obtenu tous les  $45^\circ$  entre  $0^\circ$  et  $360^\circ$  en mode intrinsèque afin d'éclairer la totalité du détecteur.

**- Matériel et acquisition des données :**

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage	Format image
Mode intrinsèque	Semi-ponctuelle de $^{99m}\text{Tc}$ ou de $^{57}\text{Co}$	0,4 MBq	Sans objet	$\leq 30000$ évts par seconde	Sans objet

**Tableau 3-16:** Paramètres d'acquisition pour le test de variation angulaire de spectrométrie

La source est positionnée dans l'air sur l'axe de rotation, en regard du centre du champ de vue. Une acquisition du spectre est effectuée tous les  $45^\circ$ . Le contenu du canal correspondant au maximum du pic d'absorption totale doit être supérieur à 10 000 événements. Pour chaque position du détecteur, on relève la position du pic d'absorption totale exprimée en keV.

**-Analyse des résultats :**

L'écart maximal entre les différentes positions du pic est relevé.

La résolution en énergie peut également être évaluée pour chaque position de la source. Les valeurs extrêmes sont relevées.

**- Tolérance :**

L'écart maximum mesuré entre les valeurs extrêmes doit être inférieur ou égal à 2 keV. La résolution en énergie ne doit pas varier de plus 1 unité par rapport à la valeur de référence.

**- Durée et fréquence du test :**

Durée : 15 minutes

Réception, référence, annuelle

**3.4.2.4 Variations angulaires d'uniformité et de sensibilité :**

**- But :**

S'assurer que la réponse des détecteurs n'est pas modifiée lors de la rotation en termes de non-uniformité et de sensibilité du fait de variations de la réponse des tubes photomultiplicateurs et/ou d'un défaut de transfert des données lors de la rotation des détecteurs.

Des variations angulaires d'uniformité peuvent produire des artefacts de reconstruction et altérer la qualité de l'image tomographique.

**- Principe :**

Pour différentes angulations, la réponse de chaque détecteur est comparée qualitativement par analyse visuelle des variations d'uniformité et quantitativement pour les variations de sensibilité.

Pour les systèmes multi-détecteurs, la variation de sensibilité du système est calculée sur l'ensemble des angulations.

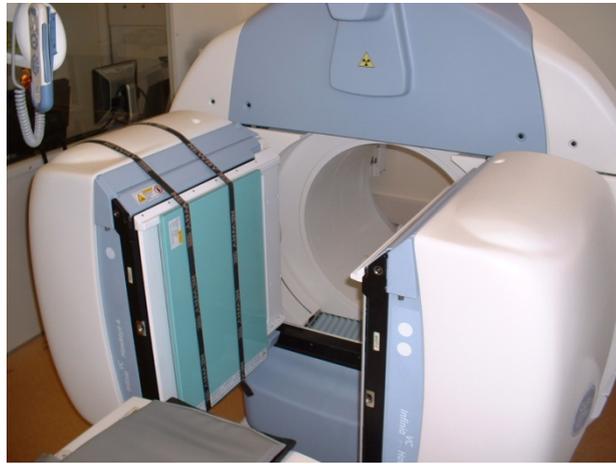
**- Matériel et acquisition des données :**

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage	Format image
Basse énergie haute résolution*	Source plane de <sup>57</sup> Co *	200-500 MBq *	Fenêtre utilisée en clinique	≤ 30000 evts par seconde	64 *64

\* le test peut être réalisé en mode intrinsèque au moyen d'une source ponctuelle de 100 kBq

**Tableau 3-17:** Paramètres d'acquisition pour le test de variation angulaire d'uniformité

Une acquisition de 5 millions d'événements est réalisée le détecteur étant positionné à 0°. La durée d'acquisition est enregistrée. Des images de durée identique sont réalisées pour les orientations de détecteur à 90°, 180°, 270° et 360° et le nombre d'événements  $C_i$  pour l'angulation  $i$  est enregistrée.



**Figure 3-10:** Dispositif d'acquisition pour le test de variation angulaire d'uniformité

La source étendue est solidement attachée sur la face avant du détecteur (Figure 3-10). L'analyse des 2 détecteurs opposés peut être réalisé simultanément à condition de prendre le rayon de rotation minimum possible.

\* Si les boucliers anti-collision ne permettent pas de réaliser ce montage, il est possible d'effectuer un test intrinsèque au moyen d'une source ponctuelle d'activité 100 kBq positionnée dans l'air sur l'axe de rotation. La durée d'acquisition est alors d'environ 3 minutes par incidence. Les 2 méthodes intrinsèque et extrinsèque fournissent des indices quantitatifs comparables (30). Cependant, le test intrinsèque reste très sensible à la **précision de positionnement de la source au centre de rotation.**

#### **- Analyse :**

##### Analyse de la sensibilité

Lorsque ce test est réalisé au moyen d'une source non scellée, une correction de la décroissance radioactive est appliquée aux mesures de statistique  $C_i$  avant de les comparer.

Pour chaque détecteur  $d$ , on relève sur les 5 incidences les valeurs extrêmes des  $C_i$  :  $C_{\min}$  et  $C_{\max}$  et l'indice de variation de sensibilité du détecteur  $d$  défini par :

$$IVS_d \% = (C_{\max} - C_{\min}) / (C_{\max} + C_{\min}) * 100 \quad \text{Equation 3-9}$$

est calculé.

Sur le jeu complet d'images provenant de tous les détecteurs, l'indice **maximum** de variation de sensibilité du système  $IVS_S \%$  est calculé selon la **formule 3-9** à partir des valeurs extrêmes  $C_{min}$  et  $C_{max}$  appartenant à 2 détecteurs différents.

#### Analyse de l'uniformité

Indépendamment, pour chaque détecteur, les images à  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $270^\circ$  et  $360^\circ$  sont soustraites de l'image à  $0^\circ$  et on évalue visuellement la présence de structures.

#### - **Tolérance :**

Les indices  $IVS_d$  et  $IVS_S$  doivent être inférieurs à 1%.

#### - **Fréquence et durée du test :**

Réception

Durée 30 minutes par détecteur

### **3.4.3 Vérification de la position du centre de rotation**

#### - **But :**

Vérifier la correspondance du centre de rotation électronique, utilisé pour reconstruire l'image et du centre de rotation mécanique des détecteurs.

Le centre de rotation électronique, qui correspond pour le mode de rotation centré sur l'axe de rotation au centre de la projection, reste à la même position dans le jeu de projections pour tous les angles d'acquisition ce qui garantit une reconstruction sans erreur de positionnement liée à la mécanique de rotation.

Ce test doit être réalisé pour toutes les configurations utilisées en routine (collimateurs et **configurations** des détecteurs).

#### - **Principe :**

Il s'agit d'analyser les décalages entre la projection géométrique d'une source ponctuelle et sa position dans la matrice image de chaque projection. La position de l'image d'une source ponctuelle dans le jeu de projections doit décrire une fonction sinusoïdale dans l'affichage selon le sinogramme et une position constante dans l'affichage selon le linogramme (**Figure 3-12**). On mesure les écarts d'amplitude à ces fonctions, pour une rotation circulaire et pour une source

excentrée de l'axe de rotation, selon une analyse indépendante de celle proposée par le constructeur.

Pour les orbites de rotation plus complexes, notamment celles dites à organe centré, les projections acquises sont en général corrigées des décalages des détecteurs et/ou de la table d'examen.

On s'assurera par là-même que la méthode de calcul disponible sur le système pour le suivi de l'ajustement mécanique de l'axe de rotation est conforme aux tolérances proposées par ce test.

**- Matériel et acquisition des données :**

Sauf préconisation particulière du constructeur :

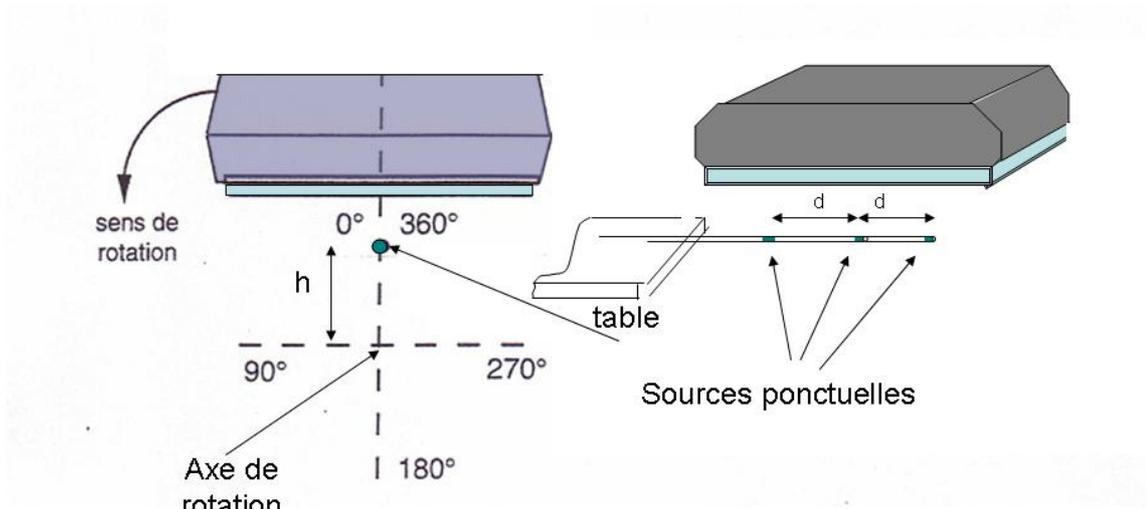
Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Statistique	Format image
Tous les collimateurs utilisés en TEMP	Au moins 3 sources quasi-ponctuelles de $^{99m}\text{Tc}$	environ 30 MBq par source	Fenêtre utilisée en pratique clinique	2500 evts par source et par projection	Minimum 128 x 128  Taille du pixel inférieure à 4 mm

Orbite	Rayon de rotation	Angle de rotation	Nombre de projections
Circulaire	maximum	360° par détecteur	32

**Tableau 3-18:** Paramètres d'acquisition pour la vérification du centre de rotation

On utilise l'objet test décrit sur les figures 3.11 constitué de 3 sources de  $^{99m}\text{Tc}$  de géométrie ponctuelle (type tube hématocrite scellé) ou de seringues avec un volume de solution radioactive dont les dimensions sont de l'ordre de 4 mm. Ces sources sont alignées sur un support rigide le moins absorbant possible (barre plexiglas ou métal léger). Le support est positionné dans l'air parallèlement à l'axe de rotation et à une distance d'au moins 10 cm de ce dernier. Le détecteur est équipé du collimateur utilisé en tomographie et adapté à l'énergie du rayonnement.

On réalise une acquisition tomographique en mode pas à pas permettant l'enregistrement sur 360° pour chaque détecteur.

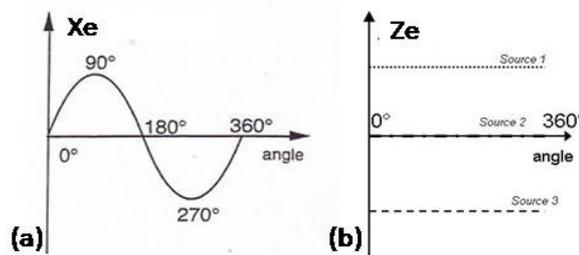


**Figures 3-11:** Dispositif d'acquisition pour la vérification du centre de rotation: Trois sources ponctuelles, espacées de  $d$  égal à un quart de la plus grande dimension du champ de vue, sont alignées selon un axe parallèle à l'axe de rotation à  $h=10$  cm au dessus de celui-ci.

**- Analyse des résultats (cf. annexe 2):**

*i) Décalage transverse*

Une courbe (sinogramme) est construite à partir de la coordonnée  $X_e(\theta_m)$  du centre de gravité de chacune des sources ponctuelles ( $\theta_m$  représente l'angle de projection pour la projection  $m$ ).



**Figures 3-12:** Ajustement des sinogrammes (a) et linogrammes (b) expérimentaux

Les valeurs obtenues sont ajustées par une sinusoïde  $X_a(\theta_m)$  qui décrit l'élongation idéale en cours de rotation (figure 3.12 a). A partir de la fonction d'ajustement – voir annexe 2 –, sont déterminés pour chaque détecteur :

- **la position du centre de rotation expérimental  $R_e$** , qui est comparée au centre de rotation idéal  $R_i$ , situé au centre de la matrice de reconstruction. Les valeurs sont à comparer avec les valeurs limites données par le constructeur,
- **les décalages transverses angulaires**, qui sont donnés par la différence entre élongation expérimentale et ajustée :  $X_e(\theta_m) - X_a(\theta_m)$  pour chaque projection  $m$ . La **différence** maximale est notée.

### ii) Décalage axial

Une courbe (linogramme) est construite à partir de la coordonnée  $Z_e(\theta_m)$  du centre de gravité de chacune des sources ponctuelles *selon la direction axiale dans les projections*.

La moyenne des valeurs  $Z_e(\theta_m)$  sur l'ensemble des projections donne l'élongation axiale expérimentale moyenne de la source  $\langle Z_e \rangle$  (voir figure 3.12 b).

Pour chaque projection  $m$ , le décalage axial angulaire est obtenu par différence entre l'élongation  $Z_e(\theta_m)$  et l'élongation moyenne  $\langle Z_e \rangle$ . La différence maximale est notée.

Si la courbe  $Z_e(\theta_m) - \langle Z_e \rangle$  décrit une fonction sinusoïdale, il est nécessaire de réaliser une correction de l'inclinaison de la tête du détecteur avant de procéder à l'analyse du calibrage du centre de rotation.

### iii) Décalages inter-détecteurs

La différence entre les centres de rotation expérimentaux  $R_e$  est calculée pour chaque paire de détecteurs. La différence  $\delta R_e$  est relevée.

La différence entre les élongations moyennes  $\langle Z_e \rangle$  pour chaque paire de détecteurs est calculée. La différence  $\delta Z_e$  est relevée.

#### **- Tolérances :**

L'écart maximum entre les positions du centre de rotation expérimental et idéal doit être inférieur à 4 mm. Les tolérances sur les décalages axial et transverse doivent être  $\leq 2$  mm quel que soit le format de matrice. Il en va de même pour les différences  $\delta R_e$  et  $\delta Z_e$ .

Pour le décalage axial, une valeur supérieure au seuil de tolérance peut être due à un défaut d'angulation des septa du collimateur ; le parallélisme du détecteur par rapport à l'axe de rotation étant vérifié par l'analyse du linogramme.

#### **- Durée et fréquence du test :**

*1 heure pour un type de collimateurs et 2 configurations de détecteurs*

Réception, référence

Le contrôle de la stabilité de ces paramètres est proposé dans le cadre du suivi des performances (voir partie 4).

### **3.4.4 Résolution spatiale tomographique du système dans l'air**

#### **- 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 dans les conditions idéales d'enregistrement et de reconstruction, en l'absence de milieu diffusant.

#### **- Principe :**

Les variations de résolution spatiale sont mesurées par la largeur à mi-hauteur (LMH) de la valeur maximum de la réponse impulsionnelle suivant trois axes orthogonaux : un axe radial et un axe tangentiel dans le plan transverse du tomographe et un axe suivant la direction axiale du tomographe et ce, en 3 points du champ de vue.

Les deux algorithmes de reconstruction analytique et itératif seront successivement utilisés :

- la rétro-projection filtrée, en appliquant un filtre rampe avec une fréquence de coupure à 0,5 cycles/pixel (méthode constructeur),
- l'algorithme itératif avec les paramètres de reconstruction utilisés en routine clinique.

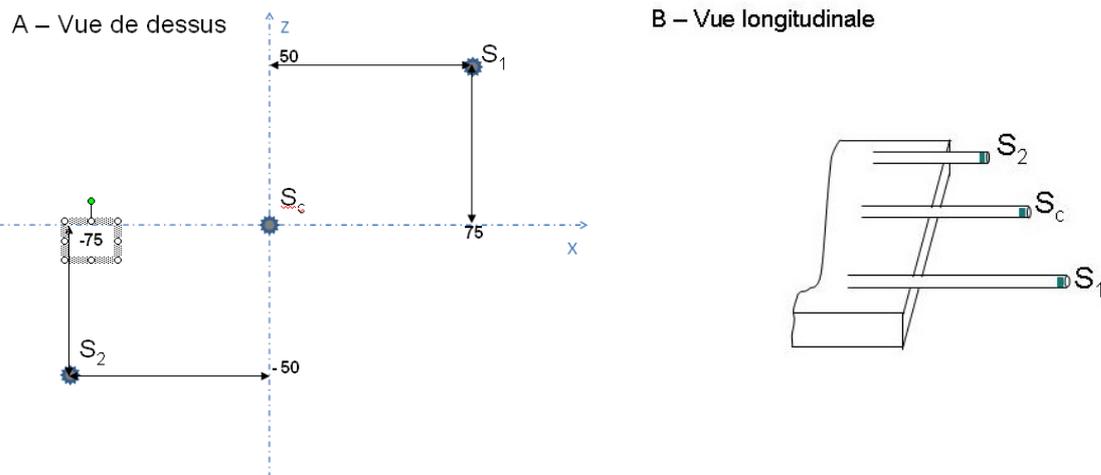
Ce test permet également de vérifier le pas d'échantillonnage de l'image reconstruite selon les 3 axes orthogonaux.

#### **- Matériel et acquisition :**

L'objet test consiste en 3 capillaires de type hématocrite de diamètre interne inférieur à 1 mm contenant une source ponctuelle de  $^{99m}\text{Tc}$  de longueur inférieure à 2 mm. On peut utiliser pour ce test [les sources radioactives utilisées](#) pour le test du centre de rotation.

Les 3 sources sont positionnées selon la géométrie définie par le protocole NEMA NU1-2007 ; sur un bloc de polystyrène et centrées dans le champ de vue du détecteur selon les positions suivantes, avec une précision de 5 mm :

- source centrale :  $X=0 / Y=0 / Z=0$  ;
- source périphérique 1 :  $X=75 \text{ mm} / Y=0 \text{ mm} / Z=50 \text{ mm}$  ;
- source périphérique 2 :  $X=-75 \text{ mm} / Y=0 \text{ mm} / Z=-50 \text{ mm}$ .



**Figure 3-13:** Géométrie d'acquisition pour la résolution spatiale tomographique dans l'air (d'après 6).

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre Spectrale	Taux de comptage	Format image	Nb. Evènements
Basse énergie Haute résolution	3 sources ponctuelles de $^{99m}\text{Tc}$	Environ 200 MBq/mL	Fenêtre utilisée en clinique	< 30 kcps	128 x 128*	20 kcps par projection

\*Le facteur d'agrandissement d'acquisition doit correspondre à une taille de pixel inférieure ou égale à 2,5 mm..

Orbite	Rayon de rotation	Angle de rotation	Nombre de projections
Circulaire	15 cm	360° par détecteur	Au moins 120

**Tableau 3-19:** Paramètres d'acquisition pour la résolution spatiale tomographique dans l'air

- **Analyse des données :**

On effectue une reconstruction avec l'algorithme de rétroprojection filtrée en coupes de 1 pixel d'épaisseur que l'on affiche ensuite dans les plans transversal, sagittal et coronal.

Trois coupes sommées centrées sur le centre du champ de vue sont produites avec :

- la coupe transversale d'épaisseur  $130 \pm 5$  mm ;
- la coupe frontale d'épaisseur  $30 \pm 5$  mm ;
- la coupe sagittale d'épaisseur  $180 \pm 5$  mm.

On vérifie que les images des 3 sources sont présentes dans chacun de ces 3 plans.

Sur chaque coupe reconstruite, la fonction de dispersion ponctuelle selon l'axe des X, FDP(x) est obtenue par sommation des événements selon la direction Y ou Z. De façon symétrique, la

fonction de dispersion ponctuelle selon l'axe des Y, FDP(y) est obtenue par sommation des événements selon la direction X ou Z. Les intervalles d'intégration  $x_2-x_1$ ,  $y_2-y_1$ ,  $z_2-z_1$ , au moins égaux à 40 mm ou 4 fois la LMH attendue, sont tour à tour centrés sur chacune des sources.

L'emplacement  $X_E$  (respectivement  $Y_E$  ou  $Z_E$ ) du centre de chaque profil est déterminé à partir des mi-hauteurs par interpolation :  $X_E=(X_A+X_B)/2$  (voir figure 3.3) et enregistré.

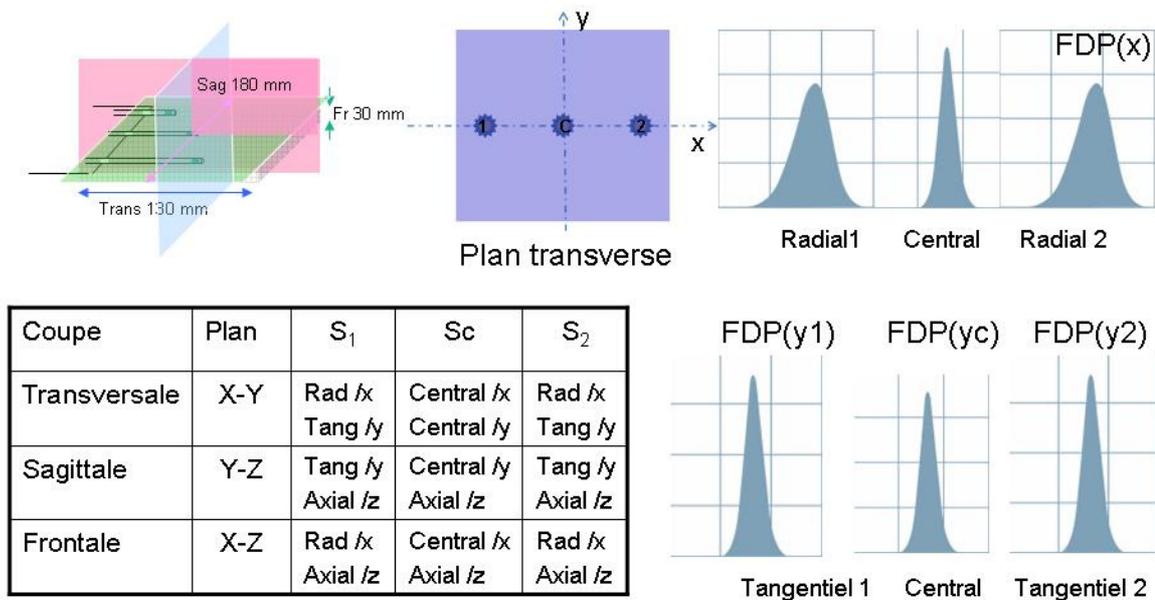
Le facteur de conversion mm/pixel est obtenu à partir de la moyenne sur les 3 images somme des rapports entre la distance entre la source centrale et chaque source périphérique selon les directions X et Z et les distances mesurées en pixels sur les profils correspondants.

La largeur à mi-hauteur du maximum (LMH) est calculée par interpolation sur chacune des courbes de fonction de dispersion ponctuelle (FDP) et exprimée en mm.

- **Résultats :**

La résolution spatiale tomographique dans l'air se caractérise – à partir des 3 coupes épaisses - par la résolution transverse au centre, les résolutions axiale et tangentielle dans le plan transverse et les résolutions axiales au centre et en périphérie (figure 3-14) selon :

- la moyenne des résolutions transverses en X et Y à partir des 4 mesures effectuées pour la source centrale ;
- la moyenne des résolutions axiales à partir des 2 mesures effectuées en Z pour la source centrale ;
- la moyenne pour les 2 sources périphériques des 4 mesures de résolution radiale selon l'axe X ;
- la moyenne pour les 2 sources périphériques des 4 mesures de résolution tangentielle selon l'axe Y ;
- la moyenne pour les 2 sources périphériques des 4 mesures de résolution axiale selon l'axe Z .



**Figure 3-14 :** Calcul de la résolution spatiale tomographique dans l'air (d'après 6) dans les plans transverse, sagittal et frontal: exemple d'analyse des FDP la coupe transverse.

- **Tolérance :**

La résolution spatiale tomographique au centre ne doit pas s'écarter de plus de 10% de la résolution spatiale système du collimateur à 15 cm, sans matériau diffusant.

- **Durée et fréquence du test**

Durée du test : 1,5 heures

Réception, référence, lors du remplacement des collimateurs ou de l'évolution des logiciels d'acquisition ou de reconstruction.

**3.4.5 Résolution spatiale tomographique du système en présence de milieu diffusant**

- **But:**

Le but est commun au test de résolution spatiale dans l'air. Il s'agit dans ce cas d'évaluer la résolution spatiale dans les conditions d'examen et de traitement des données plus représentative d'une situation clinique.

- **Principe:**

On détermine un ou plusieurs contexte(s) clinique(s) : tomographie cérébrale, cardiaque et/ou du squelette et on choisit le positionnement correspondant à ce contexte et des paramètres

d'échantillonnage adaptés au calcul d'une fonction de dispersion linéaire en présence de milieu diffusant. Cette mesure évalue notamment l'influence des paramètres de reconstruction.

- **Matériel et acquisition:**

Pour étudier la résolution spatiale transverse en présence de milieu diffusant, on utilise un fantôme cylindrique rempli d'eau. Ce fantôme comporte trois sources linéaires de diamètre interne de l'ordre de 1 mm, positionnées parallèlement à l'axe du cylindre (Figure 3-15A). La source centrale coïncide avec l'axe et les deux sources latérales sont situées à  $80 \pm 5$  mm de l'axe et à  $90 \pm 5$  degrés l'une de l'autre par rapport à la source centrale (Figure 3-15 B).

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre Spectrale	Taux de comptage	Format image	Nb. Evènements
Basse énergie haute résolution	3 sources linéaires de $^{99m}\text{Tc}$	environ 50 MBq par source	Fenêtre utilisée en clinique	$\leq 30\,000$ evts/s	128 x 128*	100 kcoups /proj

\*Le facteur d'agrandissement doit correspondre à une taille de pixel inférieure ou égale à 2,5 mm.

Orbite	Rayon	Angle de rotation	Nombre de projections
Conditions cliniques	Au plus près **	$360^\circ$	au moins 120

\*\* pour les conditions de l'exploration cérébrale, le plus petit rayon typiquement 15-17 cm est choisi

**Tableau 3-20:** Paramètres d'acquisition pour la résolution spatiale tomographique avec milieu diffusant



**Figures 3-15:** A - Projection antérieure de l'objet test de résolution spatiale. B- Coupe transverse reconstruite centrale

Le cylindre est posé sur le lit d'examen ou sur un support approprié et son axe est aligné selon l'axe de rotation tomographique à  $\pm 5$  mm près. L'une des sources latérales doit être située dans le plan horizontal passant par l'axe de rotation. De cette façon, sur les coupes transverse, les centres des deux sources latérales se trouveront sur les axes X et Y du plan de coupe (figures 3-15).

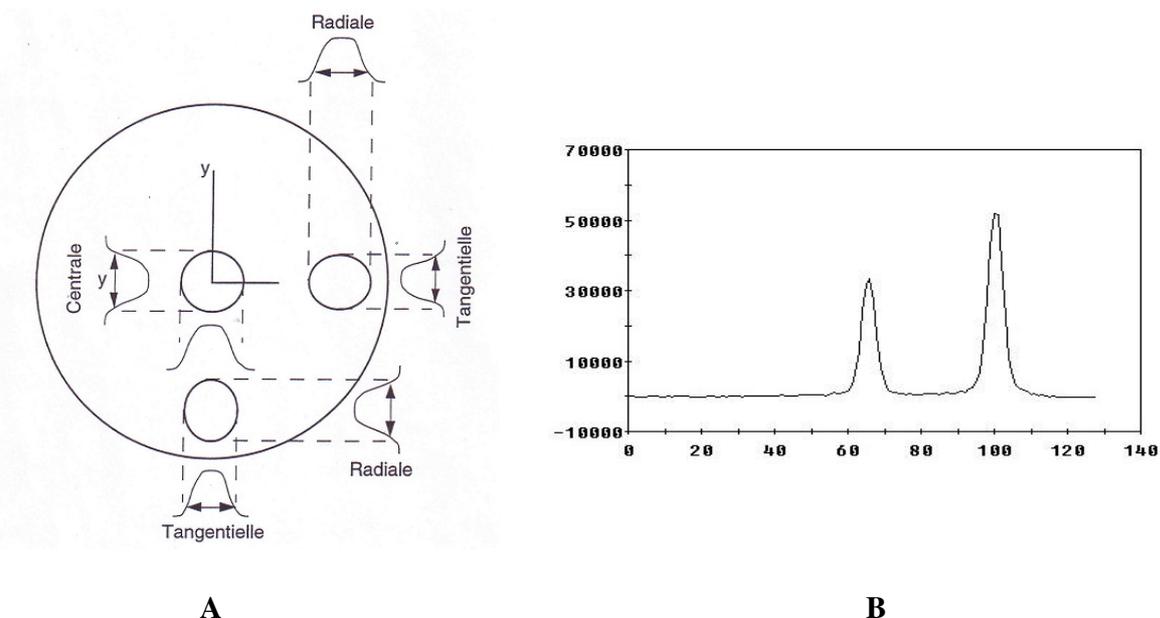
Le temps d'acquisition de chaque projection est choisi de façon à obtenir au minimum 100 000 événements par projection.

Une coupe transverse d'épaisseur  $10 \pm 3$  mm (figure 3-15 B), au centre du fantôme et deux autres situées à  $\pm 40$  mm de la première sont reconstruites avec les paramètres de reconstruction utilisés en clinique, la correction d'atténuation ne sera pas mise en oeuvre pour ce test.

La taille du pixel de reconstruction doit être inférieure à un tiers de la largeur à mi-hauteur attendue de la FDL.

**- Analyse des données :**

Sur chaque coupe reconstruite, la **fonction de dispersion linéique (FDL)** est calculée comme précédemment sur 3 plans transverse : 1 plan de  $10 \pm 3$  mm centré axialement sur le cylindre et 2 autres plans à 40 mm de part et d'autre du premier.



**Figures 3-16 A/** Définition des paramètres de résolution centrale, radiale et tangentielle dans le plan transverse. **B/** Profil d'intensité selon x pour le calcul des LMH des FDL centrale et radiale.

La résolution spatiale transverse (Figure 3.16) est assimilée à la LMH des FDL:

- **Pour la source centrale**, la résolution spatiale transverse est égale à la moyenne des six valeurs de LMH ;
- **Pour les sources latérales**, la résolution est déterminée selon la direction radiale d'une part et selon la direction tangentielle d'autre part. Les deux moyennes radiale et tangentielle correspondantes sont calculées chacune à partir de six valeurs de LMH.

**- Durée et fréquence du test :**

Réception, référence, annuelle

Durée du test : 1,5 h

**3.4.6 Test des performances globales –Image de référence**

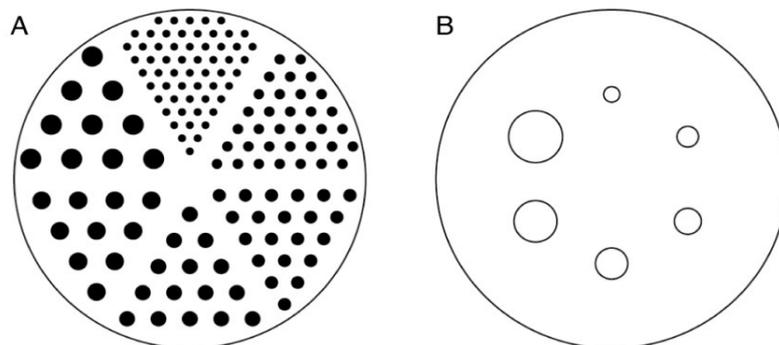
**- But :**

Le but de ce test est d'évaluer la capacité du système à reproduire une image reconstruite en mode tomographique de qualité stable au cours du temps. Une image de référence est obtenue après avoir vérifié la conformité de l'ensemble des performances du système selon les protocoles décrits précédemment.

**- Principe :**

On utilise un objet test cylindrique composé de plusieurs structures permettant d'évaluer la stabilité des performances (contraste, résolution spatiale) au cours du temps. Un tel objet comporte un secteur homogène pour étudier l'uniformité de coupe, un secteur avec des cylindres pleins permettant d'apprécier la résolution spatiale et un secteur de sphères pleines pour la restitution du contraste d'objets froids en milieu actif.

L'objet test le plus souvent utilisé dit « fantôme de Jaszczak » est présenté figure 3-17. Il existe plusieurs modèles, le choix est donc laissé à l'utilisateur qui déterminera quel type d'objet test convient à sa pratique clinique. Cet objet test permet le suivi des performances – il n'autorise donc qu'une évaluation qualitative de la qualité des images. Tout son intérêt réside donc dans la possibilité de comparer des acquisitions réalisées dans les mêmes conditions.



**Figure 3-17.** Représentation schématique en coupe **transverse** de deux secteurs du fantôme de type Jaszczak permettant d'évaluer (A) la résolution spatiale et (B) le contraste de l'image

**- Acquisition :**

On réalise une acquisition en mode tomographique du fantôme préalablement rempli d'une solution homogène de  $^{99m}\text{Tc}$ . Les indications ci-dessous donnent quelques ordres de grandeurs permettant d'obtenir des images de qualité suffisante. Il est conseillé de se reporter à la documentation du fournisseur de la caméra afin de déterminer les meilleurs paramètres de reconstruction.

Une des clés de ce test réside donc dans la reproductibilité du schéma expérimental. On conseille notamment d'enregistrer dans le cahier de bord les paramètres suivants :

- Taille du pixel ;
- Rayon de rotation en association avec la hauteur de table;
- Fenêtre spectrométrique ;
- Orientation du fantôme (centrage, horizontalité, etc.) et référence du support;
- Echantillonnages matriciels et angulaires ;
- Algorithme de reconstruction (nombre d'itérations, de sous-ensembles), filtrage, corrections d'atténuation (valeur de  $\mu$  si correction de type Chang), de diffusé, de la réponse du collimateur ;

qui ont une influence majeure sur la qualité des images obtenues.

Il est d'usage de placer la plus petite sphère en position haute (voir figure 3-17 B) afin de limiter l'influence du support de table sur le contraste image dans ce secteur (figure 3-18).

Il est aussi important de noter l'ensemble des paramètres de reconstruction utilisés notamment la taille du pixel de reconstruction, les paramètres de l'algorithme.

Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage	Format image	Nb. Evènements
Basse énergie, haute résolution	$^{99m}\text{Tc}$	750 MBq	Fenêtre utilisée en clinique	$\leq 30\,000$ evts/s	128 x 128*	Au moins 750 kcoups /proj

\*Le facteur d'agrandissement est tel que la taille de pixel est la plus proche de 3 mm.

Orbite	Rayon	Angle de rotation	Nombre de projections
Conditions cliniques	15 cm*	360°	au moins 120

\* ou le plus petit rayon de rotation accessible en fonction du type de support disponible (figure 3-18).

**Tableau 3-21:** Paramètres d'acquisition pour le test de performances globales tomographiques



**Figure 3-18.** Dispositif d'acquisition pour le test des performances globales en conditions de TEMP cérébrale.

**- Analyse des données :**

Mise en œuvre de la correction d'atténuation:

La correction d'atténuation en rehaussant le contraste des structures les plus profondes va modifier les analyses visuelles et semi-quantitatives.

Lorsque l'algorithme est de type méthode de Chang, le coefficient d'atténuation est paramétré pour prendre en compte l'accroissement de comptage lié à la composante de diffusé et le coefficient d'atténuation en 'faisceau large'  $\mu_{\text{eff}}$  sera ajusté pour que le profil d'activité sur le diamètre d'une coupe transverse reconstruite sur la section homogène du cylindre ne mette en évidence ni sous-correction, ni sur-correction sur l'axe du cylindre.

Pour les algorithmes de correction d'atténuation employant l'imagerie TDM, l'exactitude des coefficients d'atténuation est préalablement vérifiée au moyen de l'objet test de densité (§3.4.8.4). La statistique des images doit être prise en compte. Les évaluations de restitution du contraste et de l'uniformité sont réalisées à l'aide de coupes les plus épaisses possible sur les images corrigées de l'atténuation.

Analyse visuelle de la résolution spatiale et de la détectabilité:

Pour évaluer la résolution spatiale on détermine le **plus petit secteur** qu'il est possible de voir distinctement et on relève le diamètre des tubes froids qui le composent (secteur A). On relève le diamètre de la plus petite sphère visible.

Évaluation du contraste:

Pour calculer le contraste, on utilise une région d'intérêt tracée au niveau de la plus grande sphère (secteur B) égale au diamètre interne de la sphère. Le contraste C se calcule :

$$C = \frac{cps.pixel^{-1}_{sph} - cps.pixel^{-1}_{bdf}}{cps.pixel^{-1}_{bdf}}$$

**Equation 3- 10**

avec :

- $cps.pixel^{-1}_{sph}$  : nombre d'évènements par pixels dans la sphère la plus grande,
- $cps.pixel^{-1}_{bdf}$  : nombre d'évènements par pixels pour la même zone d'intérêt déplacée dans le fond.

#### Évaluation de la non-uniformité:

On conseillera essentiellement de vérifier l'absence d'artefacts sur l'image, en particulier les artefacts circulaires liés à un défaut d'uniformité ou d'alignement du centre de rotation.

On relève le rapport signal sur bruit dans une zone d'intérêt circulaire de diamètre égal à 80% du diamètre interne du cylindre.

#### **- Durée et fréquence:**

Ce test nécessite une durée, remplissage du fantôme compris, d'environ 2 h en fonction de l'activité de radionucléide injectée dans le cylindre.

Il est conseillé de réaliser ce test de performances globales lors de la réception de la caméra et une fois par an.

#### **- Tolérances (pour un examen TEMP sur 360°):**

Absence d'artefacts ou de dérive de la limite de détectabilité

Le contraste sur la plus grande sphère froide ne doit pas s'écarter de plus de 5% des valeurs de référence.

### **3.4.7 Qualité de la coupe reconstruite**

#### **-But :**

Evaluer la qualité des coupes reconstruites en TEMP, pour une situation standardisée représentative d'une condition clinique. Il s'agit d'une mesure globale qui inclut les étapes d'acquisition des données et de reconstruction des images. Cette évaluation permet en particulier

de tester l'algorithme de reconstruction de coupes tomographiques (algorithmes et filtres), les corrections d'atténuation, de diffusion, d'effet de volume partiel. Elle complète l'évaluation des performances globales.

- **Principe :**

La mesure s'effectue dans des conditions comparables à celles utilisées dans une étude tomographique ; avec des sphères radioactives de différentes tailles, insérées dans un milieu diffusant (eau) lui-même radioactif. Pour mesurer la qualité image, on considère :

- le contraste dans les images reconstruites entre les sphères et le fond,
- la variabilité dans le fond.

- **Matériel et acquisition des données :**

On utilise un objet test cylindrique ou elliptique remplissable de diamètre et de hauteur au moins égaux à 20 cm, dans lequel on introduit 6 sphères remplissables de diamètre interne 10, 13, 17, 20, 25 et 37 mm (volumes variant entre 0,5 et 16 mL) avec une paroi d'épaisseur inférieure à 1mm. Un cylindre de type Jaszczak, sans les inserts de base, peut être utilisé. L'objet test à section elliptique « IEC 61675-1 body phantom » utilisé pour l'évaluation de la qualité image en TEP convient également. Les sphères sont disposées dans un même plan axial et à égale distance de l'axe central du cylindre.

Soient :

- «  $V_f$  » le volume de l'objet test (L),
- «  $C_s$  » la concentration radioactive dans les sphères (MBq/L),
- «  $C_f$  » la concentration radioactive dans le fond (MBq/L),
- $A_s$  (MBq) l'activité de la préparation radioactive de  $^{99m}\text{Tc}$  des sphères,
- $A_f$  (MBq) l'activité de la préparation radioactive de  $^{99m}\text{Tc}$  de l'objet test,

et  $K = C_s/C_f$  le contraste entre les sphères et le fond, avec des valeurs de  $K$  comprises entre 4 et 6 typiquement pertinentes dans le contexte actuel des performances des gamma caméras.

Pour la valeur prédéfinie du contraste  $K$ , on réalise les opérations suivantes :

1. Dans un bécher, diluer une préparation radioactive  $A_s$  de  $^{99m}\text{Tc}$  dans 100 mL d'eau, homogénéiser la solution,
2. Remplir les sphères avec cette solution, les fixer dans l'objet test,
3. Remplir l'objet test avec de l'eau, retirer 30 mL d'eau,
4. Calculer pour  $C_s = A_s/0,1$  la quantité de radioactivité du fond  $A_f$  selon :

$$A_f = \frac{C_s \cdot V_f}{K}$$

**Equation 3- 11**

Par exemple, pour un objet test de volume 6 L, pour un contraste de 4, prendre  $A_f = 15$  As.

5. Introduire  $A_f$  dans l'objet test, homogénéiser, fermer, finir de remplir avec de l'eau, sans laisser d'air.

L'objet test est posé sur la table d'examen ou sur un support spécifique de telle sorte que le point situé à égale distance des centres des sphères corresponde au centre du champ de vue axial. Le rayon de rotation doit être le plus faible possible et noté. **Pour une rotation elliptique, on enregistrera les rayons minimum et maximum de cette acquisition. Si le mode de détection automatique de contours est employé, ces paramètres sont accessibles dans les champs DICOM.**

Une acquisition tomographique est réalisée. Les indications ci-dessous donnent des ordres de grandeurs permettant d'obtenir des images dans des conditions proches de celles utilisées en clinique.

Collimateur	Source	Activité en MBq	Fenêtre spectrale	Taux de comptage	Nb d'événements
Basse énergie, haute résolution	<sup>99m</sup> Tc	<b>pour un contraste objet de 4 : <math>A_s = 10</math> <math>A_f = 150</math></b>	Fenêtre utilisée en clinique	< 30000 evts/s	400 kcps / proj
Format image	Angle de rotation	Nombre de projections		Taille de pixel	
128* 128	360°	Pas angulaire utilisé en clinique		la plus proche de 3 mm	

**Tableau 3-22:** Paramètres d'acquisition du test de qualité de la coupe reconstruite.

- **Analyse des données :**

Les coupes tomographiques sont reconstruites avec l'algorithme et le filtre utilisés en clinique. Les corrections d'atténuation, de diffusion et de la réponse du collimateur nécessaires au traitement des données cliniques sont appliquées.

On veillera à utiliser les paramètres de correction d'atténuation déterminés dans le test de performances globales.

Analyse visuelle

On relève le nombre de sphères visibles pour la coupe d'épaisseur de l'ordre de 10 mm passant par le plan médian des sphères.

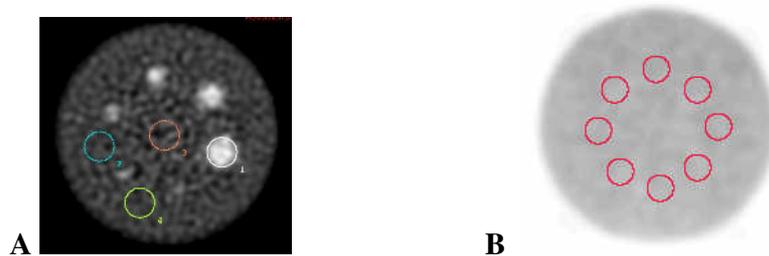
De plus, pour l'objet test à section elliptique, on vérifie que les paramètres de la correction d'atténuation restituent une concentration radioactive homogène **sur les 2 profils d'intensité dans**

les directions des axes principaux de l'ellipse, tracés sur une coupe de 5 pixels d'épaisseur dans la section uniforme du fond.

#### Mesure du contraste des sphères chaudes

Pour chaque sphère  $i$ , on repère la coupe passant par le centre de la sphère. Sur cette coupe, on dessine une région d'intérêt (ROI) circulaire de diamètre identique au diamètre interne de la sphère. La région doit être centrée sur la sphère.

On reproduit 3 fois la ROI correspondant à la plus grosse sphère. Dans le plan de coupe de chaque sphère, on place ces 3 ROI dans le fond à une distance d'au moins 20 mm du bord de la sphère étudiée.



**Figures 3-19** Coupes transverses au niveau du plan médian des sphères (A) avec un contraste objet égal à 4 et au niveau du fond (B) avec les régions d'intérêt du calcul de variabilité du fond

Pour chaque sphère  $i$ , le coefficient de recouvrement du contraste  $Q_i$  des sphères chaudes placées dans le fond est calculé par :

$$Q_s^i = \frac{\frac{ROI_s^i}{\langle ROI_f^i \rangle} - 1}{\frac{C_s}{C_f} - 1} \quad \text{Equation 3- 12}$$

avec :  $ROI_s^i$  la valeur moyenne du contenu des pixels de l'image à l'intérieur de la ROI de la sphère  $i$  et  $\langle ROI_f^i \rangle$  la moyenne sur les 3 ROI dessinées sur le fond, dans le même plan de coupe que la sphère  $i$ ).

#### Mesure de la variabilité du fond

Il s'agit du rapport bruit/fond dans la partie homogène calculé à partir de la ROI de la sphère de 37 mm. On repère la coupe centrale (CC) de la partie homogène et les 2 coupes à  $\pm 4$  coupes de celle-ci (C+, C-).

On duplique la ROI 8 fois et les disposer en couronne sur chacune des coupes CC, C+ et C-, en dehors des régions correspondant aux tiges support des sphères soit 24 ROI de fond.

La variabilité du fond, VAR est calculée selon :

$$VAR = \frac{\sigma(ROI_{fond})}{\langle ROI_{fond} \rangle} \quad \text{Equation 3- 13}$$

avec :

$\sigma(ROI_{fond})$  : écart-type des contenus des 24 ROI de fond

$\langle ROI_{fond} \rangle$  : moyenne des contenus des 24 ROI de fond

**- Durée et fréquence :**

Recette, annuelle, en cas de changement de collimateur, des paramètres de calibrage nucléaire des détecteurs (nouvelle fenêtre spectrométrique) et/ou de la version de logiciel de traitement pouvant influencer sur les paramètres mesurés (corrections d'atténuation de diffusion, de la réponse du collimateur).

**- Tolérance :**

Les facteurs Q ne doivent pas s'écarter de plus de 5% des valeurs de référence.

### **3.4.8 Systèmes hybrides**

Le contrôle de qualité de l'image TDM est nécessaire pour disposer d'informations fiables pour le calcul de la correction d'atténuation et la mise en concordance géométrique des images TEMP et TDM. En fonction des protocoles TDM accessibles qui, pour les systèmes les plus récents, sont équivalents à ceux des équipements de radiologie, la mise en service du TDM pourra faire l'objet de tests complémentaires de qualification associés aux scanners (31,32).

#### **3.4.8.1 Contrôles préliminaires de la qualité de l'image TDM :**

**- But :**

Vérifier la stabilité des **nombre CT de l'eau, bruit, uniformité et artefacts** selon les dispositions des contrôles définis dans les décisions AFSSAPS du 22 novembre 2007 modifiée le 11 mars 2011 et du 25 novembre 2008.

**- Principe :**

Il s'agit de s'assurer que les nombres CT de l'eau sont correctement quantifiés, afin notamment d'être utilisés dans le cadre de la correction d'atténuation des images TEMP. Il faut par ailleurs

s'assurer du maintien d'un niveau de bruit et d'une uniformité acceptables des images scanner. Il convient en outre de s'assurer de l'absence d'artefacts de visualisation.

**- *Matériel et acquisition des données :***

On utilisera pour ce test, un cylindre équivalent eau avec un protocole d'examen tête et un protocole d'examen corps.

Ce contrôle est effectué pour toutes les tensions habituellement utilisées en routine clinique, en mode axial, sur une rotation unique, les autres paramètres d'acquisition étant les plus représentatifs de l'installation pour ces tensions.

Le fantôme est placé à l'isocentre du statif. Les paramètres d'acquisition ainsi que le positionnement du fantôme doivent être les mêmes à chaque contrôle périodique.

**- *Analyse des résultats :***

On sélectionne une ROI située au centre du fantôme et d'environ 40 % du diamètre du fantôme et détermine le nombre CT moyen et l'écart-type des pixels dans la ROI. Lorsque plusieurs coupes sont disponibles, analyser l'image centrale du fantôme considéré. L'amplitude du bruit est obtenue par l'écart-type des nombres CT dans la région centrale.

On trace, aux 4 positions cardinales, une ROI de taille environ égale au quart de celle de la ROI centrale et dont le bord externe doit rester à plus de 1 cm du bord interne du fantôme, sans chevaucher la ROI centrale. Ces positions doivent être les mêmes à chaque contrôle.

On détermine le nombre CT moyen pour chacune de ces ROI et recherche visuellement pour un affichage [0 ; 80UH] les artefacts éventuellement présents sur les images.

**- *Tolérance :***

Le nombre CT moyen de l'eau de la ROI centrale ne doit pas s'écarter de plus de  $\pm 4$  UH de sa valeur nominale.

Aucun artefact ne doit être visible sur les images obtenues pour un affichage [0 ; 80UH]

La valeur du bruit de la ROI centrale ne doit pas s'écarter de la valeur de base déterminée lors du contrôle initial de plus 0,2 UH.

Dans le cas contraire, une remise en conformité dès que possible est nécessaire.

**- Durée du test et fréquence :**

Durée : 30 minutes

Réception, quadrimestrielle

Ce test est ensuite réalisé dans le cadre du suivi du scanner (voir tableau 4-2).

**3.4.8.2 Indice de dose de scanographie -référence**

**- But :**

Vérifier que les doses délivrées aux patients telles qu'affichées par le scanner correspondent aux doses réellement délivrées. Ce test reprend les caractéristiques des contrôles définis dans les décisions AFSSAPS du 22 novembre 2007 modifiée du 11 mars 2011 et du 25 novembre 2008.

**- Principe :**

Mesurer à l'aide d'un dosimètre la dose délivrée lors d'examens standard. Vérifier que cette dose reste de même ordre de grandeur à chaque changement de tube à rayons X.

**- Matériel et acquisition des données :**

On utilise pour ce test :

1/ une chambre d'ionisation cylindrique de 100 mm de longueur sensible et son électromètre associé, étalonnés pour la qualité des faisceaux utilisés en scanographie permettant une mesure avec une précision de  $\pm 5\%$  ;

2/ un fantôme de dosimétrie en PMMA de forme cylindrique avec un diamètre de 160 mm pour les examens de la tête et de 320 mm pour les examens du corps. La longueur du fantôme doit être d'au moins 140 mm. Le fantôme doit comporter des trous, positionnés parallèlement à l'axe du cylindre, de taille spécialement adaptée à la chambre d'ionisation utilisée. Un trou doit être centré et les autres positionnés sur un cercle situé en retrait à 10 mm du bord du cylindre, à des intervalles de 90°. Des inserts en PMMA doivent permettre d'obturer les trous non-utilisés lors de la mesure.

On utilise la tension la plus utilisée en routine clinique et l'ouverture maximale de la collimation primaire disponible et utilisée cliniquement ainsi que l'épaisseur la plus fine permise par la collimation primaire et utilisée cliniquement. Une attention particulière est portée aux nouvelles géométries coniques de faisceau.

On **désactive les systèmes d'optimisation de dose**. On place le fantôme à l'isocentre du statif. Les paramètres d'acquisition ainsi que le positionnement du fantôme doivent être les mêmes à chaque contrôle périodique. Le nombre de mAs utilisés pour l'acquisition doit être mentionné avec le résultat.

L'indice de dose de scanographie sur 100 mm, l' $IDS_{100}$ , est égal à l'intégrale du profil de dose  $D(z)$ , calculée le long de l'axe z, de - 50 mm à + 50 mm, pour une rotation axiale unique du tube de  $360^\circ$ , divisée par le produit du nombre de coupes tomographiques N produites en une rotation axiale unique et de la largeur de collimation des coupes tomographiques T (32).

On mesure à l'aide du dosimètre, l' $IDS_{100,c}$  avec une rotation axiale unique de  $360^\circ$  le long de l'axe de rotation (position centrale).

On mesure ensuite, dans les mêmes conditions, l' $IDS_{100}$ , à 10 mm de la surface du fantôme à  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  et  $270^\circ$  correspondants aux positions repérées sur le fantôme.

Afin de réduire les erreurs d'estimation de la dose, les mesures peuvent être reproduites 2 à 3 fois par position de mesure.

**- Analyse des résultats :**

On en déduit, pour les mAs utilisées, l' $IDS_{100,p}$  (périphérie) en faisant la moyenne des valeurs d' $IDS_{100}$  mesurées sur la périphérie du fantôme ainsi que l'IDSP et l'IDSV selon :

$$IDSP = 1/3 IDS_{100,c} + 2/3 IDS_{100,p} \quad \text{Equation 3- 14}$$

$$ISDV = N \cdot T / \Delta d * IDSP \quad \text{Equation 3- 15}$$

avec  $\Delta d$  la distance parcourue par le plateau de la table et N le nombre de coupes obtenues pour une rotation de tube de  $360^\circ$  et T la largeur de collimation des coupes.

**- Tolérance :**

L'IDSP ne doit pas s'écarter de plus de  $\pm 20 \%$  de la valeur déterminée au contrôle initial.

L'IDSV ne doit pas s'écarter de plus de  $\pm 20 \%$  de la valeur affichée à la console ou fournie par le fabricant.

Toute non-conformité à l'un de ces critères doit être signalée à l'AFSSAPS dans le cadre du système national de matériovigilance.

**- Durée du test et fréquence :**

Durée : 30 minutes

Contrôle initial.

Contrôle après un changement de tube à rayons X.

**3.4.8.3 Concordance des axes géométriques des images TEMP et TDM :**

**-But :**

Le calibrage de la concordance entre les référentiels des images TEMP et TDM repose sur l'enregistrement dans les paramètres DICOM de chaque examen, des valeurs de translation, rotation et d'homothétie selon les 3 axes principaux du volume image. Ce test, qui concerne les systèmes hybrides TEMP-TDM, vérifie la correspondance spatiale des 2 séries d'images TEMP et TDM pour assurer la justesse du recalage des 2 modalités et la précision de la correction d'atténuation.

**- Principe :**

Le principe consiste à vérifier la qualité de la superposition des images TEMP 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, console du système d'accès aux archives PACS,...).

Une attention particulière sera portée à l'influence de la flèche de la table d'examen notamment pour les conditions de la tomographie cérébrale. En effet, les procédures de calibrages étant réalisées dans la position médiane du champ de vue axial proposé par le TDM, les tables de correspondance ne considèrent pas la flèche du lit qui sera la plus importante dans le champ de vue d'acquisition de l'examen du cerveau (positionnement sur une têtère).

**- Matériel et acquisition :**

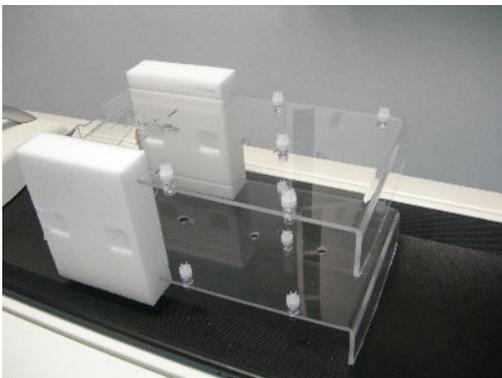
☞ *Dans un souci de reproductibilité, on recommande d'utiliser la procédure du constructeur lorsqu'elle est disponible.*

Les protocoles employés par les constructeurs pour le calibrage de la concordance des référentiels de la gamma caméra et du TDM utilisent soit des sources scellées, soit des sources de <sup>99m</sup>Tc de volume et de géométrie variables (1-10 mL). On utilisera préférentiellement une source linéaire ou des sources ponctuelles de rayon égal à environ 1 mm disposées de telle sorte à explorer les 3

axes en même temps avec une précision de l'ordre de la résolution spatiale tomographique. 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 TEMP. Lors du test initial, la flèche du lit d'examen sera évaluée en réalisant ce test pour différentes positions axiales de l'objet test.

Au moins 3 sources ponctuelles ou une gaine remplissable de  $^{99m}\text{Tc}$  sont préparées et disposées dans un support sur le lit d'examen. La source linéaire est introduite dans un bloc de polystyrène de telle façon que l'axe de la source ne soit pas concourant avec un des axes du tomographe. Les sources ponctuelles sont disposées sur le support de telle façon que les 3 axes du tomographe soient explorés (Figure 3-20). Pour l'analyse quantitative, il est nécessaire d'utiliser du produit opacifiant dans la solution  $^{99m}\text{Tc}$ .

On réalise une acquisition TEMP/TDM (en lestant le lit d'examen si nécessaire) 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 TEMP s'effectue sans corrections de diffusé et d'atténuation avec un algorithme itératif sans post-filtrage.



**Figures 3.20 :** Arrangement de 10 sources quasi-ponctuelles (vue de droite) utilisées pour vérifier l'exactitude de la correspondance des origines et des axes des deux statifs TEMP et TDM des caméras hybrides (document Siemens).

#### **- Analyse :**

##### Méthode visuelle

En utilisant le programme de fusion d'images fourni par le constructeur, une analyse visuelle est faite en vérifiant la superposition exacte entre l'image de la source acquise en TEMP et en TDM dans les coupes axiales, coronales et sagittales.

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 des défauts des champs DICOM.

### 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.

La correspondance TEMP-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 TEMP 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 :  $\delta x_i = x_i(\text{TEMP}) - x_i(\text{TDM})$  (respectivement selon X et Y pour la source linéaire ; dans ce cas, les différences d'alignement  $\delta x_i$  et  $\delta y_i$  ne sont pas corrigées de l'erreur de coupe  $\delta z_i$  qui demeure négligeable en rapport avec la définition des images TEMP) ;
- les valeurs  $\Delta x, \Delta y$  et  $\Delta z$  selon chaque axe des différences d'alignement moyennées sur toutes les positions de sources étudiées (respectivement selon X et Y pour la source linéaire).

#### **- Durée du test et fréquence :**

Durée : 2 heures

Fréquence : réception, référence

Ce test est ensuite réalisé dans le cadre du suivi du système (partie 4).

#### **- Tolérances :**

Se référer aux spécifications du constructeur

#### **3.4.8.4 Exactitude de la carte d'atténuation pour systèmes hybrides TEMP-TDM :**

*Ce test s'applique pour les protocoles cliniques de quantification faisant appel à l'imagerie TDM pour la correction d'atténuation. Ce test est réalisable lorsque la carte des coefficients d'atténuation utilisée pour corriger les images d'émission est accessible.*

#### **- But :**

Les systèmes hybrides TEMP/TDM permettent de réaliser une correction d'atténuation précise pour améliorer la qualité des images TEMP et leur quantification. A partir des images TDM les cartes d'atténuation spécifiques à l'énergie du radionucléide lié à l'imagerie d'émission et à

l'anatomie du patient sont produites selon une mise à l'échelle et un ré-échantillonnage décrits en partie 2. Différents paramètres tels que l'énergie effective du faisceau de rayons X, l'exactitude des nombres de Hounsfield et la méthode de mise à l'échelle des cartes d'atténuation, l'échantillonnage et le lissage des cartes d'atténuation peuvent affecter l'exactitude de la correction d'atténuation.

Le but du test est de comparer les valeurs de coefficients d'atténuation linéiques théoriques à l'énergie d'émission du radionucléide E aux valeurs mesurées à partir de la carte d'atténuation.

**- Principe :**

On réalise l'acquisition TDM d'un objet test comportant des inserts de densités différentes centrés suivant la direction axiale du champ de vue (différents objets test de contrôle de qualité dédiés au TDM possèdent ce type d'inserts). De préférence, des inserts représentatifs des différents matériaux biologiques (par exemple, poumons / eau / os) sont utilisés pour tester la relation entre les coefficients d'atténuation et les unités Hounsfield. A partir de l'énergie effective  $E_{\text{eff}}$  du faisceau scanner, le coefficient d'atténuation linéique d'un tissu s'exprime en fonction des propriétés de l'eau et du nombre Hounsfield du matériau équivalent UH selon un modèle bilinéaire (33). Pour les tissus composés d'un mélange "air-eau" ( $UH < 0$ ), le coefficient d'atténuation dans le tissu à l'énergie d'émission E s'exprime selon :

$$\mu_{\text{tissu}}^E = UH * \left( \frac{\mu_{\text{eau}}^E - \mu_{\text{air}}^E}{1000} \right), UH < 0 \quad \text{Equation 3-16}$$

et pour les tissus dont le nombre Hounsfield est positif (composition "eau-os") selon :

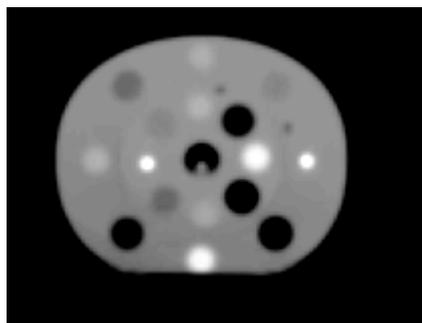
$$\mu_{\text{tissu}}^E = \mu_{\text{eau}}^E + UH * \mu_{\text{eau}}^{\text{Eff}} * \left( \frac{\mu_{\text{os}}^E - \mu_{\text{eau}}^E}{1000 * (\mu_{\text{os}}^{\text{Eff}} - \mu_{\text{eau}}^{\text{Eff}})} \right), 0 < UH < UH_{\text{os-cortical}} \quad \text{Equation 3-17}$$

Ce test est réalisé pour le  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  et les radionucléides employés en imagerie hybride quantitative.

**- Matériel :**

Un objet test comprenant des inserts de différentes densités et de dimension au moins égale à 3 cm dont les coefficients d'atténuation à l'énergie  $E_{\text{em}}$  sont connus. Le tableau 3-23 fournit les valeurs théoriques des coefficients massiques d'atténuation  $\mu/\rho$  à une énergie effective typique d'un appareil TDM (75 keV) et l'énergie du pic d'absorption totale du  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  et de l' $^{131}\text{I}$  pour

quelques matériaux de référence ou d'intérêt biologique disponibles sur l'objet test présenté en figure 3-21.



**Figure 3.21:** Carte d'atténuation calculée à 140 keV à partir de l'image TDM de l'objet-test de densité électronique.

Milieu	Masse volumique [g/cm <sup>3</sup> ]	Coefficient d'atténuation massique [cm <sup>2</sup> /g]		
		75 keV	140 keV	364 keV
<b>Poumon (inspiration)</b>	0,2	0,03762	0,03122	0,0221
<b>Poumon (expiration)</b>	0,5	0,09402	0,07808	0,0553
<b>Graisse</b>	0,95	0,1750	0,14824	0,1061
<b>Sein</b>	0,982	0,1816	0,1528	0,1091
<b>Eau</b>	1	0,1889	0,1571	0,1116
<b>Muscle</b>	1,05	0,1971	0,1637	0,1162
<b>Foie</b>	1,06	0,1991	0,1652	0,1173
<b>Os trabéculaire (200 mg/cc)</b>	1,137	0,2358	0,1817	0,1249
<b>Os dense* (800 mg/cc)</b>	1,546	0,3765	0,2554	0,1649

**Tableau 3-23 :** Caractéristiques des matériaux d'un objet test de densité électronique à 75 keV, 140 keV et 364 keV (référence CIRS62 , documentation Cirsinc).

*\*On retrouve différentes compositions de l'os cortical sur d'autres objets test. Celle présentée ici pour le CIRS62 sous estime le facteur d'atténuation lié à ce matériau de par sa taille et sa densité. L'analyse quantitative n'est pas réalisable sur cet insert.*

#### **- Acquisition :**

Ce test ne nécessite pas de disposer de radioactivité.

Une acquisition TEMP-TDM correspondant au radionucléide sélectionné et utilisant les paramètres cliniques d'acquisition TDM (kV, mAs, champ de vue et taille de matrice) est réalisée. L'acquisition doit couvrir la partie de l'objet test possédant les inserts de différentes densités.

**- Analyse :**

A partir des constantes d'acquisition, on calcule l'énergie effective et le coefficient d'atténuation de l'eau à l'énergie effective du faisceau de rayons X  $\mu(\text{eau}, E_{\text{eff}} (\text{keV}))$ . Une région d'intérêt circulaire est tracée sur la carte d'atténuation au centre de l'insert à évaluer dont la taille est choisie pour limiter l'influence de l'effet de volume partiel lié à l'échantillonnage de la carte d'atténuation. Cette région est reportée sur l'ensemble des plans de coupe contenant l'insert. La valeur moyenne de  $\mu$  à l'intérieur des régions d'intérêt tracées dans l'insert est comparée à la valeur du coefficient d'atténuation théorique à l'énergie  $E_{\text{em}}$ (tableau 3-23).

**- Tolérances :**

Le coefficient de l'eau ne doit pas s'écarter de plus de 10% de la valeur théorique.

**- Durée et fréquence :**

Durée 1 heure

Test de référence initial



## **4. ORGANISATION DU CONTROLE QUALITE ET DU SUIVI DES PERFORMANCES**

### **4.1. CONTEXTE REGLEMENTAIRE**

L'arrêté du 3 mars 2003 relatif à l'obligation de maintenance et de contrôle de qualité des dispositifs médicaux (DM) précise que les DM 'nécessaires à la réalisation des actes de médecine nucléaire' sont soumis d'une part à l'obligation de maintenance et d'autre part à un double régime de contrôle : celui prévu par l'article L. 5212-1 du code de la santé publique et les articles R. 5212-25 à R. 5212-35 concernant le contrôle interne, réalisé par l'exploitant ou sous sa responsabilité par un prestataire externe de son choix, et le contrôle externe, réalisé par un organisme de contrôle indépendant agréé par l'AFSSAPS. Pour la médecine nucléaire, la décision du 25 novembre 2008 fixe les modalités du contrôle de qualité des caméras à scintillations et décrit les procédures liées au contrôle interne (section 6), aux scanographes associés (section 7) et du contrôle externe qui relève d'un audit annuel (section 10).

L'organisation du contrôle de qualité des gamma caméras, y compris les systèmes hybrides, est liée à l'offre clinique supportée par le système et aux exigences en termes de qualité d'images et de quantification telles que définies par les critères des bonnes pratiques des examens scintigraphiques. Le cadre défini par l'AFSSAPS doit être placé en perspective d'exigences complémentaires liées au matériel et aux procédures cliniques en place dans le service.

Pour mettre en oeuvre le contrôle de qualité, il est possible d'utiliser les procédures et les accessoires mis à disposition par le fournisseur, en liaison avec les prestations de maintenance au cours desquelles les calibrages du dispositif sont mis à jour.

La traçabilité des résultats peut faire l'objet d'une intégration dans le système d'information de l'établissement. Les contraintes d'immobilisation, les ressources humaines et matérielles qui découlent de l'organisation spécifique d'un site peuvent alors être évaluées.

Dans ce chapitre, nous décrirons :

- les documents de référence : vérification initiale, cahier de bord, (inventaire et registre article R5212-28 du code de la santé publique) nécessaires à la traçabilité et au contrôle externe ;
- le programme interne du contrôle de qualité périodique du système et des logiciels disponibles sur le système.

## 4.2. DOCUMENTS DE REFERENCE

### 4.2.1 Fiche inventaire

Au niveau du système d'acquisition, cette fiche constitue l'inventaire du dispositif et mentionne la marque et le modèle de la caméra à scintillations et du scanographe associé, son numéro de série et la date de mise en service. A la mise en service clinique ou à la mise un œuvre de nouveaux protocoles cliniques, une mise à jour mentionne :

- La version logicielle,
- Les radionucléides et les collimateurs employés en mode planaire,
- Les caractéristiques d'acquisition en mode corps-entier (collimateurs, radionucléides, type de déplacement et vitesse de balayage en déplacement continu)
- Les caractéristiques d'acquisition en mode tomographique (collimateurs, radionucléides, type d'orbite, dispositif de contourage, orientation des détecteurs)
- Les paramètres d'acquisition employés en imagerie de transmission (tension, charge de tube, vitesse de rotation, collimation, déplacement de la table, modulation d'intensité, indices dosimétriques).

La liste des sources scellées nécessaires au calibrage et leur certificat d'étalonnage sont portés à l'inventaire du dispositif.

### 4.2.2. Rapport de qualification

**Il n'existe pas d'obligation réglementaire relative à l'existence d'un document pour le rapport de qualification de la caméra à scintillations.**

En liaison avec le représentant du fournisseur responsable de l'installation, les calibrages nucléaires réalisés en usine et sur le site lors de l'installation sont inventoriés. Pour chaque radionucléide, sont spécifiées :

- les fenêtres spectrométriques et position du pic d'absorption totale de référence,
- les tables de correction associées à ces paramètres (énergie, linéarité et uniformité),
- les caractéristiques des sources radioactives (activité, positionnement de la source), ainsi que la limite de taux de comptage préconisée par le constructeur pour le test de non-uniformité.
- les accessoires nécessaires au contrôle de qualité et leurs conditions de mise en œuvre.

Les opérations de contrôle initial sont définies contractuellement entre le fournisseur et l'exploitant dans le document de cahier des charges du dispositif.

L'activimètre utilisé pour le mesurage des sources doit être calibré avec une précision inférieure ou égale à 5% pour les radionucléides employés.

L'évaluation des performances du système fait appel aux procédures décrites dans le chapitre 3. L'inventaire des objets test est donné en tableau 4-1.

### ***Sources radioactives***

Il est préférable, pour des questions de préparation et de reproductibilité des conditions de mesure, d'utiliser au quotidien une source plane scellée de  $^{57}\text{Co}$  à la place du  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . Certaines précautions, décrites [en annexe 1](#) encadrent l'utilisation d'une nouvelle source de  $^{57}\text{Co}$  en raison de la présence de contaminants.

Pour les tests de qualification et de référence, il convient d'employer le  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  et le  $^{131}\text{I}$ ; le  $^{201}\text{Tl}$  est utilisé pour tester l'uniformité si des tables de calibrage spécifiques sont associées à ce radionucléide. Ces radionucléides sont utilisés pour les examens cliniques et généralement disponibles dans les services de Médecine Nucléaire.

### Objets test

Procédure	Réception	Suivi
Résolution spatiale intrinsèque	Mire de transmission à fentes multiples	Mire de transmission à quadrants
Résolution spatiale du système en mode planaire et corps entier, linéarité	Gaine remplissable de diamètre interne inférieur ou égal à 1 mm et plaques de plexiglas	Gaine remplissable de diamètre interne inférieur ou égal à 1 mm et plaques de plexiglas
Uniformité	Source ponctuelle avec porte-source +/- limiteur de champ Tous les radionucléides utilisés en clinique Source plane homogène	Source ponctuelle avec porte-source +/- limiteur de champ Source plane de <sup>57</sup> Co
Sensibilité du système et taux de comptage	Fantôme CEI ou équivalent	
Vérification des dimensions du pixel	5 sources ponctuelles	5 sources ponctuelles
Vérification du centre de rotation	3 sources ponctuelles alignées	Dispositif préconisé par le fournisseur
Vérification de l'exactitude angulaire	Niveau électronique	
Résolution spatiale tomographique dans l'air	Capillaires de type hématocrite de diamètre interne inférieur à 1 mm ou 3 sources ponctuelles.	
Résolution spatiale de la coupe tomographique reconstruite en présence de milieu diffusant	Fantôme cylindrique rempli d'eau comportant trois sources linéaires de diamètre interne de l'ordre 1 mm	
Performances globales en mode tomographique	Fantôme de type Jaszczak	Fantôme de type Jaszczak
Qualité d'images	Fantôme à sphères remplissables	Fantôme à sphères remplissables
Qualité d'images TDM	Fantôme TDM	Dispositif préconisé par le fournisseur
Dosimétrie	Chambre d'ionisation cylindrique Fantôme de dosimétrie de diamètres 160 mm et 320 mm	
Recalage TEMP-TDM	Dispositif préconisé par le fournisseur ou tubes à hématocrite Produit de contraste	Dispositif préconisé par le fournisseur Produit de contraste
Qualité de la correction d'atténuation	Objet test de densité électronique	

**Tableau 4.1.** Liste des objets test utilisés pour les tests de qualification d'une caméra à scintillations et leur suivi.

Lors d'un appel d'offres concernant l'acquisition d'une gamma-caméra, il est important que le matériel nécessaire à la réalisation des contrôles qualité soit acheté et disponible en même temps que l'équipement.

### ***Logiciels d'analyse***

Le traitement des données repose à la fois sur la bibliothèque logicielle fournie par le constructeur pour la reconstruction des projections en mode tomographique ( dont le nom et la version logicielle seront enregistrés) et une bibliothèque de traitement d'images, dans la mesure du possible, indépendante du fournisseur du système. Différents logiciels en domaine public (ImageJ, MIPAV, ...) sont utiles dans ce contexte.

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

- L'export des images en format normalisé (Interfile, DICOM3).
- La relecture d'images reconstruites et des paramètres nécessaires à l'analyse quantitative des données (taille des voxels, durée d'examen, valeur des pixels,...) ;
- L'analyse statistique d'images (moyenne, écart-type) par régions d'intérêt 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 points d'intérêt.

*\*Lorsque ces images sont analysées par l'intermédiaire d'un système d'archivage et de communication des images (PACS) ou par un nouveau logiciel de traitement , il est nécessaire de s'assurer que le service DICOM d'échanges des images produit des données dont la statistique de comptage est fidèle aux données natives , le cas échéant des utilitaires existent dans les bibliothèques domaine public (par exemple, le plug-in rescale (ImageJ) pour les séquences tomographiques ).*

Pour les dispositifs hybrides :

- Les paramètres de traitement des images TDM en images d'atténuation ;
- Lorsque les images d'atténuation ne sont pas accessibles, les données nécessaires à la production de la carte des Facteurs de Correction d'Atténuation et son traitement en images d'atténuation ;
- Les paramètres du logiciel de fusion des images TEMP/TDM si nécessaire, notamment la table de correspondance entre les référentiels spatiaux des images TEMP et TDM.

Fréquence Proposée	Test	Tolérance Proposée	Description du test	Fréquence AFSSAPS	Tolérance AFSSAPS	Durée d'immobilisation
Quotidien	Bruit de fond		§ 4.3.2.1	quotidien	$\leq 2$ bdf initial	15 min pour les 4 contrôles
	Spectrométrie	$\Delta\text{pic}/\text{ref} \leq 3 \text{ keV}$ $\Delta\text{pic det}/\text{det} \leq 2 \text{ keV}$	§ 4.3.2.3 ou Procédure constructeur	Quotidien	$\Delta\text{pic}/\text{ref} \leq 3 \text{ keV}$ $\Delta\text{pic det}/\text{det} \leq 3 \text{ keV}$	
	Non Uniformité du système (test visuel)	Aucun défaut visible	§4.3.2.2 ou procédure constructeur	Hebdomadaire, quotidien si tomographie	Aucun défaut visible	
Hebdomadaire	Non Uniformité intrinsèque Ou Non uniformité système	4 %	§3.2.2.1	Mensuel (l'un des 2)	$\leq U_{\text{ref}} + 2$ (%)	30 à 60 min
		5 %	§3.2.2.2			
Mensuel	Centre de rotation	Ecart cdr réel/théor $\leq 4 \text{ mm}$ Décalages $\leq 2 \text{ mm}$	§3.4.3 Ou Procédure constructeur	Mensuel puis mensuel ou semestriel	Tolérances constructeur	1h
Semestriel	Résolution en énergie	$\Delta\text{pic}/\text{ref} \leq 3 \text{ keV}$ $\Delta\text{pic det}/\text{det} \leq 2 \text{ keV}$ 1 unité /réf	§ 4.3.2.3	semestriel	12 %	10 min Par détecteur
	Non uniformité mode balayage	Absence de défauts/réf $\leq U_{\text{ref}} + 1$ (%)	§ 3.3.2 et § 3.3.3	Annuel	Absence de défauts/réf	40 min

**Tableau 4.2-A** : Programme récapitulatif des principaux tests de contrôles de qualité avec tolérances et durées d'immobilisation associées (tests périodiques).

Fréquence Proposée	Test	Tolérance Proposée	Description du test	Fréquence AFSSAPS	Tolérance AFSSAPS	Durée d'immobilisation
Annuelle	Non-linéarité système et Résolution spatiale système	Absence de défaut	§ 3.2.3.5	Annuel	Absence de défaut	1 h
		$\Delta LMH/ref \leq 5 \%$				
	Sensibilité	$\Delta ref \leq 2\%$	§ 3.2.4		$\Delta \text{taux det/det} \leq \Delta \text{ref} + 2(\%)$	30 min
	Concordance taux de comptage	$\Delta \text{det/det} \leq 2\%$		Mensuel		
	Dimension pixel	$\Delta X/Y \leq 5\%$	§ 3.2.8			30 min
	Variation longitudinale de spectrométrie	$\Delta \text{pic} \leq 2 \text{ keV}$	§ 3.3.1			15 min
	Variation angulaire de spectrométrie	$\Delta \text{pic} \leq 2 \text{ keV}$	§ 3.4.2.3	Initial	$\Delta \text{pic} \leq 3 \text{ keV}$	15 min
	Vitesse de rotation mode continu	$\Delta \leq 2 \%$	§ 3.4.2.2	Annuel	$\Delta \leq 4 \%$	1 h
	Résolution spatiale de la coupe reconstruite en présence de milieu diffusant		§ 3.4.5			1.5 h
	Performances globales		§ 3.4.6	Annuel	Aucun artefact ; Aucune dégradation ; Profil plat si correction atténuation	2 h
Qualité de la coupe reconstruite	$\Delta \text{contraste/ref} \leq 5 \%$	§ 3.4.7			2 h	

**Tableau 4.2-B** : Programme récapitulatif des principaux tests de contrôles de qualité avec tolérances et durées d'immobilisation associées (tests annuels).

## SYSTEMES HYBRIDES

Fréquence Proposée	Test	Tolérance Proposée	Description du test	Fréquence AFSSAPS	Tolérance AFSSAPS	Durée d'immobilisation
Hebdomadaire	Qualité TDM	Tolérances constructeur	§ 4.3.2.4			
Quadrimestriel	Contrôles qualité image TDM		§ 3.4.8.1	4 mois		30min
	Bruit	$\Delta_{ref} \leq 0.2 \text{ UH}$			$\Delta_{ref} \leq 0.2 \text{ UH}$	
	Nombre CT eau	$\Delta \text{ valeur nominale} \leq 4 \text{ UH}$			$\Delta \text{ valeur nominale} \leq 4 \text{ UH}$	
	Uniformité, artefacts	Aucun artefact			Aucun artefact	
Semestriel	Recalage multimodalité ou concordance des axes géométriques TEMP et TDM		§ 3.4.8.3	Semestriel	Tolérances constructeur	2 h
Après changement tube	Indice de Dose scanographique	$\Delta \text{IDSV/valeur affichée} \leq 20\%$	§ 3.4.8.3	Après changement tube	$\Delta \text{IDSV/valeur affichée} \leq 20\%$	30 min

**Tableau 4.2-C** : Programme récapitulatif des principaux tests de contrôles de qualité avec tolérances et durées d'immobilisation associées pour les systèmes hybrides TEMP-TDM.

## **4.3. PROGRAMME DE CONTROLE DE QUALITE INTERNE**

### ***4.3.1 Calendrier des immobilisations de contrôle et de suivi***

Les tableaux 4.2 synthétisent l'ensemble des opérations de contrôle qualité permettant le suivi des performances de l'appareil et son adéquation avec les dispositions AFSSAPS.

Il faut souligner que la personne responsable du contrôle qualité doit être en copie de tous les rapports d'intervention du constructeur afin de pouvoir adapter la nature des contrôles à la nature de l'intervention réalisée par le constructeur suite à une maintenance corrective ou lors d'une mise à jour logicielle majeure.

### ***4.3.2 Conditions particulières de réalisation de certains tests de suivi***

Certains tests de suivi n'ont pas été décrits dans la partie 3 du document car ils n'entrent pas dans l'évaluation des performances. C'est le cas du test de bruit de fond qui relève des règles de bonnes pratiques, des contrôles du centre de rotation, de la qualité image TDM, réalisés selon les procédures constructeur et des vérifications de la spectrométrie et de l'uniformité (analyse visuelle) effectuées au quotidien.

#### ***4.3.2.1 Bruit de fond :***

Faire une acquisition en absence de source.

Noter le taux de comptage; il ne doit pas dépasser 2 fois sa valeur de référence.

#### ***4.3.2.2 Test visuel de non-uniformité et test de spectrométrie :***

Le but de ce contrôle quotidien est d'écartier toute défaillance du système avant la réalisation des images du patient. Il s'agit pour la non-uniformité, d'un contrôle qualitatif à effectuer chaque matin.

Dans le cadre d'un programme de contrôle de qualité, l'utilisateur peut choisir, compte tenu du mode de fonctionnement de la caméra et du matériel dont il dispose, de réaliser ce test en mode intrinsèque ou en mode extrinsèque indépendamment.

#### ***- Matériel et acquisition des données:***

Le positionnement du matériel correspond au positionnement décrit au § 3.2.2. L'utilisateur réalise une acquisition statique d'au moins 1 million d'évènements.

Contrôle effectué en <b>mode intrinsèque</b> :					
Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage et critère d'arrêt	Format image
Sans collimateur ± limiteur de champ en plomb*	Source quasi-punctuelle ( $^{57}\text{Co}$ ou $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ) située à plus de 5 fois la plus grande dimension du CDV*	Entre 15 et 30 MBq	Utilisée en clinique	$\leq 30000$ evts/s > 1M coups	64x64

\*Selon spécification du constructeur

Contrôle effectué en <b>mode extrinsèque</b> :					
Collimateur	Source	Activité	Fenêtre spectrale	Taux de comptage et critère d'arrêt	Format image
Avec collimateurs	Source plane ( $^{57}\text{Co}$ ou $^{99\text{m}}\text{Tc}$ )	< 500 MBq	Utilisée en clinique	$\leq 30000$ evts/s > 1M coups	64x64

**Tableau 4-3.** Conditions d'acquisition du contrôle quotidien de la réponse de la caméra.

Une acquisition spectrométrique peut également être réalisée en conservant la même géométrie d'acquisition. La position du pic d'absorption totale est alors notée pour chaque détecteur.

#### **- Analyse des images et tolérances :**

Le contrôle de la spectrométrie ne devra pas révéler de décalage de plus de 3 keV entre le pic d'absorption totale mesuré et sa valeur théorique ni de décalage de plus de 3 keV entre les deux détecteurs. Le contrôle visuel des images ne devra pas mettre en évidence de défauts ou de structures particulières dans l'image.

#### **4.3.2.3 Centre de rotation :**

Pour ce contrôle, il est recommandé d'utiliser la procédure fournie par le constructeur pour l'acquisition des données, l'analyse et la présentation des résultats. Le matériel et la préparation des sources radioactives seront différents d'un dispositif à l'autre. En absence de procédure constructeur, on pourra utiliser la méthode décrite dans le paragraphe 3.4.3 du présent document et l'analyse présentée en annexe 2.

#### **4.3.2.4 Qualité image TDM :**

Dans le cas des bonnes pratiques en TDM, on doit s'assurer que le test, a minima hebdomadaire, de qualité de l'image TDM (mesure du CTeau, bruit,...), selon les modalités du constructeur, est réalisé pour chaque calibrage du détecteur dans l'air.

## LEXIQUE DES ABREVIATIONS :

- BCE (balayage corps-entier) : mode d'acquisition pour lequel les détecteurs ou la table d'examen se déplacent pour enregistrer une image de dimension supérieure à la dimension axiale du détecteur
- FDP, fonction de dispersion ponctuelle (*PSF : Point Spread Function*)
- FDL, fonction de réponse linéique (*LSF, line spread function*)
- EM-ML, maximisation de l'espérance – maximum de vraisemblance (*EM-ML, expectation maximization – maximum likelihood*)
- LDH, largeur à un dixième du maximum (*FWTM, full width at tenth maximum*)
- LMH, largeur à mi-hauteur (*FWHM, full width at half -maximum*)
- OSEM, maximisation de l'espérance par sous-ensembles ordonnés (*OSEM, ordered subset expectation maximization*)
- PFD principe fréquence-distance
- ROI, région d'intérêt (*ROI, region of interest*)
- RPF, rétroprojection filtrée (*FBP, filtered back projection*)
- TEMP, tomographie d'émission monophotonique (*SPECT, Single photon emission computed tomography*)
- TDM, tomodensitomètre (*CT, computed tomography*)
- TPM, tube photomultiplicateur (*PMT, photomultiplier tube*)
- CDV, champ de vue utile de l'image lié à la surface du détecteur dans laquelle les événements sont affichés (*UFOV: Useful Field of View, d'après la définition NEMA*)



## ANNEXE 1 : PRECAUTIONS DE MISE EN SERVICE DE LA SOURCE PLANE SCHELLEE DE <sup>57</sup>CO

Le <sup>57</sup>Co est régulièrement employé pour le calibrage et/ou le contrôle de l'uniformité de la caméra. La source plane encore appelée « **galette de cobalt** » est utile pour l'évaluation de la non-uniformité extrinsèque.

Chaque source plane de <sup>57</sup>Co est accompagnée d'un certificat d'étalonnage indiquant :

- les références de la source,
- son activité à une date de référence,
- sa période physique,
- l'uniformité de la source,
- la nature et le niveau de ses contaminants.

Pour le <sup>57</sup>Co, les **contaminants** identifiés sont notamment les <sup>56</sup>Co et <sup>58</sup>Co ; leurs teneurs sont typiquement < 0,01 %. Les émissions photoniques d'énergies élevées de ces radionucléides vont perturber la réponse de la gamma-caméra. Ceux-ci génèrent des défauts dans l'image d'uniformité du fait de la pénétration septale du collimateur basse énergie pour les hautes énergies, ce qui leur donne, en pratique un rôle encore plus important.

Energie (keV)	Intensité (%)	Energie (keV)	Intensité (%)
511	39,21	2015,2	3,02
846,8	99,94	2034,8	7,74
1037,8	14,03	2598,4	16,96
1175,1	2,25	3009,6	1,04
1238,3	66,41	3201,9	3,20
1360,2	4,28	3253,4	7,87
1771,3	15,45	3273,0	1,86

**Tableau A1** : Principales émissions gamma du <sup>56</sup>Co (T ½ = 77,24 j).

Energie (keV)	Intensité (%)
511	30,0
810,8	99,45
863,9	0,69
1674,7	0,52

**Tableau A2** : Principales émissions gamma du <sup>58</sup>Co (T ½ = 70,83 j).

Cet inconvénient peut être minimisé en laissant décroître la source avant de l'utiliser (6 mois environ pour les sources de 500 MBq) et/ou en l'éloignant du détecteur d'au moins 20 cm (ce qui ne modifie pas l'efficacité du collimateur parallèle vis à vis de l'émission à 122 keV).

L'interprétation des résultats d'uniformité obtenus avec une source plane de  $^{57}\text{Co}$  doit également tenir compte de la non-uniformité propre à cette dernière. A titre d'exemple, le laboratoire Areva calcule pour chaque source, son uniformité au moyen d'un balayage par une sonde de NaI collimatée sur environ 2500 points d'analyse équi-distribués sur la surface utile. Les critères de non-uniformité calculés correspondent à l'écart-type de cette distribution qui doit rester inférieur à 1%, et au comptage maximal qui ne s'écarte pas de 3,5 % de la valeur moyenne de l'ensemble des comptages.

Dans ces conditions, la source peut être employée pour le calibrage des tables d'énergie et d'uniformité définies avec le fournisseur, ainsi que pour les tests de suivi de non-uniformité et de spectrométrie pour une fenêtre spectrale d'acquisition centrée sur le pic principal composé des pics d'absorption totale des émissions  $\gamma_2$  et  $\gamma_3$  (compte-tenu de leurs résolutions en énergie, ces deux pics sont superposés sur les caméras à scintillations actuelles).

Emissions principales	Energie (keV)	Intensité (%)
$\gamma_1$	14,4	9,5
$\gamma_2$	122	85,6
$\gamma_3$	136	10,6
$\gamma_9$	692	0,16

**Tableau A3** : Principales émissions gamma du  $^{57}\text{Co}$  ( $T_{1/2} = 271,77$  j).

## ANNEXE 2 : METHODE D'ANALYSE DU CENTRE DE ROTATION

### ÉVALUATION DES DÉCALAGES TRANSVERSES DU CENTRE DE ROTATION

(à utiliser en absence ou en évaluation de la solution logicielle proposée par le constructeur)

Une méthode de calcul de l'ajustement du sinogramme expérimental  $X_e(\theta_m)$  par la fonction sinusoïdale  $X_a(\theta_m)$  est développée ici pour le calcul des paramètres transverses d'ajustement du centre de rotation nécessaires à l'analyse du centre de rotation (section 3.4.3)

#### Calcul de l'élongation du centre de gravité : sinogramme des données $X_e(\theta_m)$

Le calcul suivant s'opère suivant une ligne ou une colonne de matrice. Soit  $C(i)$  le nombre d'évènements contenus dans le pixel de coordonnée  $i$  et  $N$  le nombre de pixels d'une ligne (ou colonne), la coordonnée  $X_e$  (ou  $Y_e$ ) est donnée par:

$$X_e = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} i C(i)}{\sum_{i=0}^{N-1} C(i)}$$

#### Ajustement des élongations des centres de gravité par une fonction sinusoïdale $X_a(\theta_m)$

Soit  $X_e(\theta_m)$  l'élongation transverse du centre de gravité relatif à la projection  $m$  (calcul précédent) et  $M$  le nombre de projections, l'équation de la sinusoïde d'ajustement s'écrit :

$$X_a(\theta_m) = A \sin\left(2\pi \frac{m}{M} + \varphi\right) + R_e$$

$R_e$  représente la position du centre de rotation expérimental.

Les étapes intermédiaires conduisant au calcul de  $A$ ,  $\varphi$  et  $R_e$  sont les suivantes :

$$\text{Partie Réelle : PR} = \sum_{m=0}^{M-1} X_e(\theta_m) \cos\left(2\pi \frac{m}{M}\right)$$

$$\text{Partie Imaginaire : PI} = \sum_{m=0}^{M-1} X_e(\theta_m) \sin\left(2\pi \frac{m}{M}\right)$$

$$A = \sqrt{PR^2 + PI^2} \quad \phi = \arctg\left(\frac{PI}{PR}\right)$$

$$R_e = \sum_{m=0}^{M-1} \frac{X_e(\theta_m)}{M}$$

## BIBLIOGRAPHIE

1. Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillation : mode planaire (1ère partie) [Report]. 1992., Société Française de Physique Médicale.
2. Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillation : mode tomographique (2ème partie) [Report]. 1996., Société Française de Physique Médicale.
3. Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillation : mode corps entier (3ème partie) [Report]. 1997., Société Française de Physique Médicale.
4. Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'Emission à Positons [Report]. 2007., Société Française de Physique Médicale.
5. National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of scintillation cameras. NEMA Standards Publication NU 1-2001 [Report]. NU 1-2001. 2001.Rosselyn, VA, National Electrical Manufacturers Association.
6. International Electrotechnical Commission. Medical Electrical Equipment - Characteristic and test conditions of radionuclide imaging devices - anger type gamma cameras [Report]. 60789-3. 2005.Geneva, Switzerland, International Electrotechnical Commission.
7. International Atomic Energy Agency. Quality control of nuclear medicine instruments [Report]. TECDOC-602. 1991.Vienna, Austria, International Atomic Energy Agency.
8. National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of scintillation cameras. NEMA Standards Publication NU 1-2007 [Report]. NU 1-2007. 2007.Rosselyn, VA, National Electrical Manufacturers Association.
9. International Electrotechnical Commission. Radionuclide imaging devices - Characteristic and test conditions - Part 2: Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT), First Edition 1998, Consolidated Edition 1.1 2005 [Report]. 61675-2. 2005.Geneva, Switzerland, International Electrotechnical Commission.
10. International Electrotechnical Commission. Radionuclide imaging devices - Characteristic and test conditions - Part 3: Gamma camera based wholebody imaging systems [Report]. 61675-3. 1998.Geneva, Switzerland, International Electrotechnical Commission.
- 11.a AAPM SPECT Task Group. Rotating scintillation camera SPECT acceptance testing and quality control [Report]. 22. 1987., American Association of Physicist in Medicine.
  - b IAEA Human Health Reports n0 6 Quality assurance for SPECT systems . 2009
  - c Busemann Sokole E, Plachcinska A, Britten A. Acceptance testing for nuclear medicine instrumentation Eur J Nucl Med Mol Imaging 2010; 37: 672-681
12. Décision du 25 novembre 2008 fixant les modalités du contrôle de qualité des installations de médecine nucléaire à visée diagnostique [Generic]. Journal Officiel de la république Française . 2008.
13. Bocher M, Blevis IM, Tsukerman L, Shrem Y, Kovalski G and Volokh L. A fast cardiac gamma camera with dynamic SPECT capabilities: design, system validation and future potential. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2010;37:1887-1902.
14. Erlandsson K, Kacperski K, Van GD and Hutton BF. Performance evaluation of D-SPECT: a novel SPECT system for nuclear cardiology. *Phys Med Biol*. 2009;54:2635-2649.
15. Perlongo S. Mise en oeuvre d'une nouvelle technologie de détection en tomoscintigraphie cardiaque [Unpublished Work]. 2011., Université de Franche Comté.
16. Anger HO. Scintillation camera. *Rev Sci Instrum*. 1958;29:27-33.

17. Hapdey S. Analyse de données multi-isotopiques en imagerie monophotonique [Thesis/Dissertation]. 2002., Université Paris XI.
18. Meikle SR, Hutton BF, Bailey DL, Hooper PK, Fulham MJ. Accelerated EM reconstruction in total-body PET: potential for improving tumour detectability. *Phys Med Biol.* 1994;39:1689-1704
19. Rosenthal MS, Cullom J, Hawkins W, Moore SC, Tsui BMW and Yester M. Quantitative SPECT imaging: a review and recommendations by the focus committee of the society of nuclear medicine computer and instrumentation council. *J Nucl Med.* 1995;36:1489-1513.
20. Bourguignon MH, Berrah H, Bendriem B et al. Correction of attenuation in SPECT with an attenuation coefficient map: a new method. *J Nucl Biol Med.* 1993;37:26-32.
21. Hapdey S, Gardin I, Salles A, Rousseliere F, Edet-Sanson A and Vera P. Imagerie hybride : principe, dosimétrie et contrôle de qualité. *Medecine Nucleaire.* 2009;33:285-289.
22. Kalki, K., Brown, J. K., Blankespoor, S. C. et al. A combined SPECT and X-ray CT medical imaging system. 2432:367-376. San Diego
23. Chang LT. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE TRans Nucl Sci.* 1978;25:638-643.
24. Floyd CE, Jaszczak RJ, Greer KL and Coleman RE. Inverse Monte Carlo as a unified reconstruction algorithm for ECT. *J Nucl Med.* 1986;27:1577-1585.
25. Hutton BF, Buvat I and Beekman FJ. Review and current status of SPECT scatter correction. *Phys Med Biol.* 2011;56:R85-R112.
26. Buvat I, Benali H, Todd-Pokropek A and Di Paola R. Scatter correction in scintigraphy: the state of the art. *Eur J Nucl Med.* 1994;21:675-694.
27. King MA, Long DT and Brill B. SPECT volume quantitation: influence of spatial resolution, source size and shape, and voxel size. *Med Phys.* 1991;18:1016-1024.
28. Wasserman HJ. Uniformity testing of a dual-head gamma camera with a nearby point source. *Nucl Med Commun.* 1995;16:483-488.
29. Hander TA, Lancaster JL, Kopp DT, Lasher JC, Blumhardt R and Fox PT. Rapid objective measurement of gamma camera resolution using statistical moments. *Med Phys.* 1997;24:327-334.
30. Kappadath SC, Erwin WD and Wendt RE, III. A novel method to evaluate gamma camera rotational uniformity and sensitivity variation. *Med Phys.* 2009;36:1947-1955.
31. American College of Radiology. CT Accreditation Program Requirements [Report]. Rev 13 juin 2011 [www.acr.org](http://www.acr.org)
32. ImPACT. CT scanners acceptance testing [Report] 2001 [www.impactscan.org](http://www.impactscan.org)
33. Kinahan PE, Townsend DW, Beyer T and, Sashin D. Attenuation correction for a combined 3D PET/CT scanner. *Med Phys.* 1998;25:2046-2053.