



# **LES CAMERAS CZT CARDIAQUES DEDIEES**

Rapport S.F.P.M. n° 37

**Société Française de Physique Médicale  
Centre Antoine Béclère 47, rue de la colonie F-75013 Paris XIII**

[www.sfpm.fr](http://www.sfpm.fr)

## AUTEURS DU GROUPE D'EXPERTS

### Rédacteurs :

Laëtitia Imbert	CHRU Nancy	Nancy
Yolande Petegnief	CHRU Jean Minjoz	Besançon
Fayçal Ben Bouallègue†	CHU Lapeyronie	Montpellier
Perrine Tylski	Hospices Civils	Lyon

### Relecteurs :

Denis Agostini	CHU Caen-Normandie	Caen
Corinne Barrau	CHU Nîmes	Nîmes
Loïc Verger	CEA	Paris

## **Avant-propos**

Les caméras équipées de détecteurs CZT dédiées aux examens cardiologiques sont présentes en imagerie médicale nucléaire depuis une décennie environ et participent quotidiennement à l'amélioration diagnostique des examens scintigraphiques.

La SFPM a créé un groupe de travail pour d'une part, décrire les notions utiles à la compréhension du fonctionnement de ces systèmes d'imagerie aux géométries d'acquisition si particulières et d'autre part, recommander les principaux contrôles de qualité nécessaires au maintien de la qualité diagnostique de ces imageurs et proposer des tests indépendants de ceux proposés par les constructeurs. Enfin, la dernière partie de ce document apporte un éclairage clinique vis-à-vis de l'utilisation des caméras CZT cardiaques dédiées, qui précise l'intérêt des contrôles de qualité mis en avant dans le rapport.

Le conseil scientifique tient à féliciter le groupe de travail pour les qualités scientifiques et rédactionnelles de ce travail, et à remercier les relecteurs de ce document, qui en ont également souligné l'intérêt.

Le CS de la SFPM composé de :

Corinne Barrau, Marie-Claude Biston, Sophie Chiavassa, Ludovic Ferrer, Joël Greffier, Lama Hadid-Beurrier, Thomas Lacornerie, Philippe Meyer, Charlotte Robert, Luc Simon.

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

## TABLE DES MATIERES

### Table des matières

<i>Introduction</i> .....	8
<b>1. Etat de l'art des caméras CZT</b> .....	9
1.1 Le principe de détection directe .....	9
1.2 Les caméras CZT cardiaques .....	12
1.2.1 Caméra Discovery NM 530c® (GE Healthcare) .....	12
1.2.2 Caméra DSPECT® (Spectrum Dynamics) .....	13
1.3 Collimateurs .....	15
1.3.1 Collimateur pinhole .....	15
1.3.2 Collimateur à canaux parallèles .....	16
<b>2. Algorithmes de reconstruction</b> .....	17
2.1 Reconstruction itérative par MAP-EM OSL .....	17
2.2 Reconstruction itérative OSEM .....	18
2.3 Correction d'atténuation .....	19
2.4 Correction de diffusé .....	20
2.5 Algorithme de reconstruction de la caméra Discovery NM530c .....	22
2.6 Algorithme de reconstruction de la caméra DSPECT .....	23
<b>3. Performances des caméras CZT</b> .....	25
3.1 Evaluation des paramètres en mode tomographique .....	25
3.2 Optimisation des activités injectées .....	30
<b>4. Contrôles de qualité sur caméras CZT</b> .....	35
4.1 Caméra Discovery NM530c .....	35
4.2 Caméra DSPECT .....	38
4.3 Tests d'acceptance des caméras CZT .....	40
4.4 Position des caméras CZT par rapport à la décision ANSM du 25/11/08 .....	43
4.5 Proposition du groupe de travail concernant la réalisation des CQ sur caméras CZT dédiées .....	43
<b>5. Applications cliniques des caméras CZT cardiaques</b> .....	45
5.1 Tomoscintigraphie de perfusion myocardique .....	45
5.2 Ventriculographie isotopique .....	51
5.3 Estimation SPECT de réserve de perfusion myocardique .....	54
5.4 Etudes double-isotopes .....	56

<b>6. Pièges et artefacts</b> .....	59
<b>6.1</b> Performance des détecteurs CZT.....	59
<b>6.2</b> Influence du positionnement du patient .....	59
<b>6.3</b> Influence des mouvements du patient .....	60
<i>Conclusion</i> .....	62
<b>Bibliographie</b> .....	64

## ***Liste des abréviations***

AMM : Autorisation de mise sur le marché

ANSM : Agence Nationale de Sécurité du Médicament

BMIPP : *15-(p-iodophenyl)-3-(R,S) –methyl pentadecanoic acid*

CZT : Cadmium Zinc Telluride

CEI : Commission d'Electricité Internationale

CIPR: Commission Internationale de Protection Radiologique

CQ : Contrôle Qualité

DEW : *Dual Energy Window*

EANM : *European Association of Nuclear Medicine*

ECG : Electrocardiogramme

FDL : fonction de dispersion linéique

FEVG : fraction d'éjection ventriculaire gauche

FFR : *Fractional Flow reserve*

HMR : *Heart Mediastinum Ratio*

IMC : indice de masse corporelle

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

LEHR : *Low Energy High Resolution*

LMH : largeur à mi-hauteur du maximum

MAP-EM OSL. *Maximum-a posteriori penalized likelihood expectation-maximization one-step-late*

MIBG : *meta-iodobenzylguanidine ou iobenguane*

NEMA: *National Electrical Manufacturers Association*

OAG : incidence oblique antérieure gauche

OSEM : *Ordered subsets expectation-maximization*

QBS : *Quantitative Blood SPECT*

QGS : *Quantitative Gated SPECT*

QPS : *Quantitative Perfusion SPECT*

ROI : région d'intérêt

SFPM : Société Française de Physique Médicale

SPECT : *Single Photon Emission Computed Tomography*

TDM : Tomodensitométrie

TEMP : Tomographie d'émission monophotonique

TEP : Tomographie d'émission de positons

TEW : *Triple Energy Window*

VD : Ventricule droit

VG :

## Ventricule

gauche

## ***Introduction***

Les caméras à scintillations, développées par Hal Anger dans les années 1960, sont actuellement les plus nombreuses dans les services de médecine nucléaire. Cette situation est amenée à évoluer avec le développement de nouveaux matériaux semi-conducteurs permettant la conversion directe des photons  $\gamma$  en paires électrons-trous. Parmi ceux disponibles, le Cadmium Zinc Telluride (CZT) présente les meilleurs compromis pour une utilisation médicale (1) de part une bonne efficacité de détection des photons  $\gamma$  avec une faible épaisseur (environ 90% des photons  $\gamma$  d'énergie 140 keV sont arrêtés dans 6 mm de CZT (2)), une grande compacité, un fonctionnement à température ambiante et sa disponibilité sur le marché.

Une nouvelle génération de gamma-caméras utilisant des détecteurs pixélisés de CZT permet d'atteindre des performances nettement supérieures à celles obtenues avec les caméras d'Anger. Le développement de ces détecteurs plus légers et moins encombrants permet de concevoir des géométries de détection plus proches du patient, augmentant ainsi la sensibilité de détection. Le champ de vue de ces caméras est néanmoins de faible dimension, celui-ci étant initialement lié au coût de fabrication des détecteurs CZT.

Actuellement, deux caméras à semi-conducteurs dédiées à la cardiologie nucléaire sont disponibles (3–5) : la caméra Discovery NM-530c (GE Healthcare, Haïfa, Israël) et la caméra DSPECT (Spectrum Dynamics, Césarée, Israël). Ces caméras se différencient principalement par leur géométrie d'acquisition.

Dès leur commercialisation, de nombreuses études cliniques ont comparé les performances diagnostiques de cette nouvelle technologie par rapport aux caméras d'Anger montrant ainsi leur supériorité en termes de qualité d'image (6,7). De plus, de nombreux travaux réalisés sur fantômes (8–10), ont permis de caractériser les performances de ces caméras CZT en termes de sensibilité de détection, taux de comptage, résolution spatiale et résolution en énergie, rapport contraste sur bruit... Néanmoins, à ce jour, aucune décision réglementaire n'est parue concernant l'évaluation des performances et le contrôle de qualité de ces caméras. La norme National Electrical Manufacturers Association (NEMA) NU 1-2018 (11) ne peut s'appliquer à cette géométrie de détection particulière, tout comme la décision ANSM du 25 novembre 2008 (12).

Ce document a pour objectifs d'une part de faire un état de l'art des caméras CZT dédiées à la cardiologie nucléaire et des algorithmes de reconstruction associés à ces systèmes et d'autre part, d'évaluer les performances de ces caméras afin de mettre en œuvre le principe d'optimisation des protocoles d'acquisition. La géométrie particulière de ces caméras nécessite également de proposer des tests de suivi des performances et de contrôle qualité adaptés, ce sujet fera l'objet d'un chapitre. Enfin, ces caméras CZT offrent la possibilité de nouvelles utilisations cliniques dont les principales applications seront présentées à la fin de ce document.



## 1. Etat de l'art des caméras CZT

### 1.1 Le principe de détection directe

Les caméras à semi-conducteurs utilisent, contrairement aux gamma-caméras d'Anger, le principe de détection directe. L'interaction d'un photon  $\gamma$  dans un matériau semi-conducteur crée un nombre de paires électron-trou (Figure 1 a.) proportionnel à l'énergie déposée par effet photoélectrique ou Compton. Ainsi, un photon qui dépose une énergie  $E_0$  dans le détecteur, produira en moyenne  $N=E_0/\varepsilon$  paires électron-trou, avec  $\varepsilon$  l'énergie de création de paires, caractéristique du matériau. L'énergie nécessaire pour créer une paire électron-trou dans un matériau CZT est d'environ 4,6 eV.

Sous l'action d'un champ électrique appliqué entre les électrodes, les charges se déplacent : les électrons vers l'anode et les trous vers la cathode. Le signal de sortie, récupéré sur chaque électrode, a une amplitude proportionnelle au nombre de porteurs libres et donc à l'énergie du photon  $\gamma$  incident. La charge induite dans le matériau CZT est essentiellement liée aux électrons du fait du piégeage des trous.

En pixellisant l'anode (on parle alors de détecteur monolithique pixélisé) et en choisissant une taille de pixel adaptée à l'épaisseur du semi-conducteur, la charge induite sur les anodes dépend de la profondeur d'interaction du photon dans le détecteur : les électrons produits près des anodes sont collectés de façon plus sélective par l'anode collectante schématisée en rouge sur la Figure 1b.

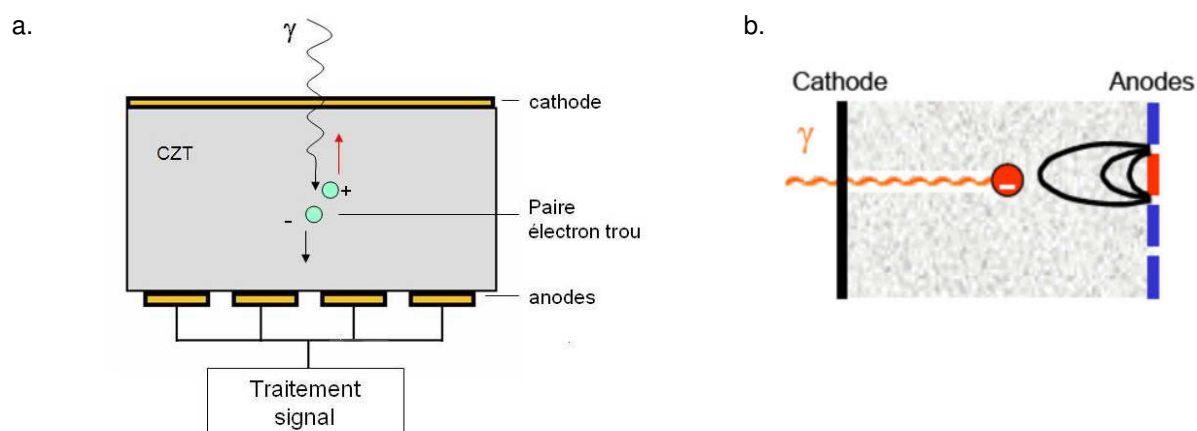


Figure 1 : a. Principe de détection d'un photon  $\gamma$  dans un matériau semi-conducteur ; b. Cas d'un détecteur monolithique pixélisé (13).

Les détecteurs CZT possèdent des propriétés avantageuses en termes de spectroscopie. Le gain en résolution en énergie par rapport aux gamma-caméras conventionnelles est lié au grand nombre de charges créées (environ 30000 paires électron-trou à 140 keV (14) contre moins de 1000 sur gamma-caméra d'Anger).

La variance sur le nombre de paires créées ( $N$ ) étant égale à  $F \times N$  ( $F$  étant un facteur adimensionnel appelé facteur de Fano, traduisant le nombre moyen d'évènements physiques indépendants mis en jeu pour la génération d'une paire électron-trou, en pratique  $F < 1$  (15)), il en résulte une faible variabilité du signal électronique en réponse à une radiation monochromatique et par conséquent une réduction de la largeur du pic d'absorption totale avec une résolution énergétique théorique inférieure à 1%.

Néanmoins, plusieurs facteurs limitent les performances des détecteurs CZT:

- Le courant d'obscurité et les fluctuations dans les pertes d'électrons contribuent au bruit qui limite la résolution en énergie
- Les défauts du matériau CZT : présence d'impuretés constituant des pièges ;
- Les propriétés de transport des électrons, dont dépendent en grande partie la qualité du spectre en énergie;
- Une mauvaise collecte des trous (16) liés à de faibles mobilité et durée de vie des trous.

D'après le théorème de Ramo, la charge induite par chaque type de porteur est proportionnelle à leur parcours dans le semi-conducteur. Le libre parcours moyen des trous étant très faible devant l'épaisseur du détecteur, la charge induite sur les électrodes l'est essentiellement par les électrons. Celle-ci est donc proportionnelle à la longueur du parcours des électrons, c'est à dire à la profondeur d'interaction du photon dans le détecteur.

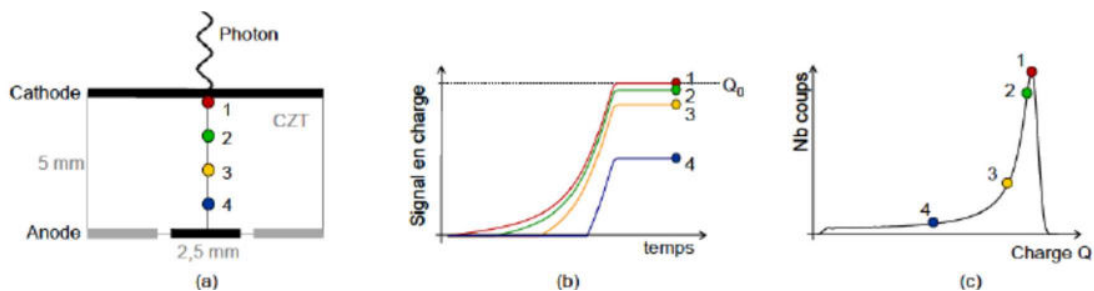


Figure 2 : Influence de la profondeur d'interaction. Les paires créées près de la cathode (point 1) produisent un signal plus important (parcours des électrons dans le cristal plus grand) que celles créées près de l'anode (point 4) (13).

C'est pourquoi, un spectre effectué avec ces matériaux montre une traînée ou *tailing effect* (15,16), avec une large fraction d'évènements contenant une information erronée (Figure 3). Pour pallier le déficit de collecte des trous, on peut soit rendre le système le moins sensible possible à la position d'interaction par effet géométrique (« effet pixel » (13)), soit corriger le signal recueilli en mesurant la profondeur d'interaction (Figure 2).

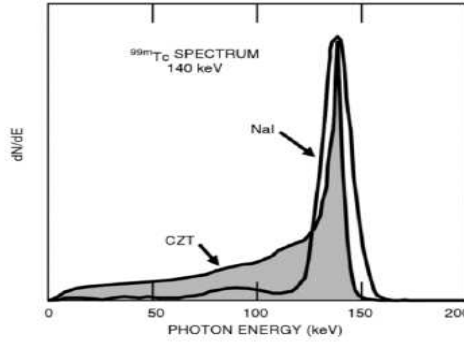


Figure 3 : Spectres intrinsèques normalisés en amplitude du pic 140 keV (sans collimation) pour une source de  $^{99m}\text{Tc}$  obtenus avec un détecteur conventionnel (NaI) et un détecteur solide CZT (17).

L'effet pixel dépend du ratio entre le pas du pixel et l'épaisseur du détecteur CZT (2.5mm/5mm). Il est pris en compte dans la charge totale collectée en pondérant la création de charge par un potentiel de masse (17). Cette correction n'est pas suffisante pour compenser et supprimer totalement l'effet de la profondeur d'interaction mais elle le réduit fortement et le rend moins dépendant des propriétés de transport des trous améliorant ainsi nettement la photofraction et donc la sensibilité du détecteur.

Le nombre de charges collectées par rapport à la profondeur d'interaction des photons  $\gamma$  dans le matériau CZT peut être décrit à partir de l'équation de Hecht (18–20) :

$$\Delta Q_{E,k} = \frac{N_{E,k}q}{d} \left\{ \lambda_e \left[ 1 - \exp \left( -\frac{(d-z)}{\lambda_e} \right) \right] + \lambda_h \left[ 1 - \exp \left( -\frac{z}{\lambda_h} \right) \right] \right\} \quad \text{Equation 1}$$

Avec  $\Delta Q_{E,k}$  : la charge collectée aux coordonnées  $x_k, y_k, z_k$  et  $E_k$  l'énergie déposée ;  
 $N_{E,k}q$  : le nombre de paires électron/trou créées ;  
 $d$  : l'épaisseur du matériau CZT égale à 5 mm dans notre cas ;  
 $z$  : la profondeur d'interaction du photon  $\gamma$ ;  
 $\lambda_e$  et  $\lambda_h$ , le libre parcours moyen respectivement des électrons et des trous, défini par l'équation suivante :

$$\lambda = \mu \times T \times E \quad \text{Equation 2}$$

$\mu \times T$  ( $\text{cm}^2/\text{V}$ ) étant le produit mobilité x temps de vie :

$$\mu_e \times T_e = 3 \times 10^{-3} \text{ cm}^2/\text{V} \text{ et } \mu_h \times T_h = 3 \times 10^{-5} \text{ cm}^2/\text{V}$$

$E$  (V) : le champ électrique  $\approx 1000 \text{ V/cm}$ .

Enfin, des effets de bord ont lieu au niveau des jonctions entre pixels adjacents où le nuage électronique se partage entre plusieurs détecteurs (dont les dimensions sont initialement de l'ordre de quelques centaines de  $\mu\text{m}$ ). Ce partage de charge contribue à une diminution l'efficacité de détection (18) et dépend de la nature des contacts, du matériau et de la géométrie du détecteur.

## 1.2 Les caméras CZT cardiaques

Ce paragraphe présente les deux caméras CZT actuellement commercialisées et décrit pour chacune d'elle, la géométrie d'acquisition utilisée.

### 1.2.1 Caméra Discovery NM 530c® (GE Healthcare)

La caméra Discovery NM530c® (GE Healthcare, Haïfa, Israël) utilise une technologie associant un ensemble de détecteurs CZT à une collimation pinhole focalisée. La géométrie d'acquisition est constituée de la technologie Alcyone® avec 19 détecteurs fixes répartis en 3 rangées sur un arc de 180° et orientés vers une zone d'intérêt correspondant à la région cardiaque (8) : la rangée centrale de 9 détecteurs réalise l'acquisition dans un plan transverse du patient alors que les rangées supérieure et inférieure constituées chacune de 5 détecteurs visualisent le cœur selon une incidence oblique pour obtenir un champ de vue sphérique de 18 cm de diamètre conférant à l'ensemble une géométrie 3D d'acquisition (Figure 4).



Figure 4 : Présentation de la caméra à semi-conducteurs Discovery-NM530c (GE Healthcare) et de la géométrie de la rangée centrale de détection (22).

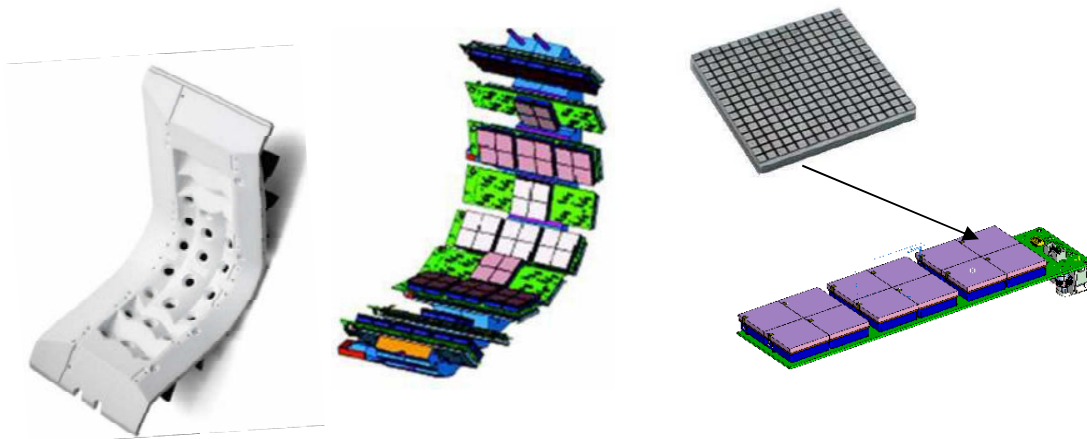


Figure 5 : Organisation des 19 détecteurs de la Discovery-NM530c et de la couverture par 27 collimateurs coniques : les 19 détecteurs sont arrangés en alternance de 9 rangées (voir section 4.1 . Chaque détecteur est composé de 4 modules de 256 CZT ( $2,46 \times 2,46 \text{ mm}^2 \times 5 \text{ mm}$ )

Au total, la gamma-caméra Discovery NM530c possède une capacité de 27 détecteurs organisés en 9 rangées associés à une collimation pinhole (Figure 5). En imagerie cardiaque, 19 détecteurs couvrent l'aire cardiaque et permettent d'optimiser la sensibilité de détection.

Chaque détecteur est composé de 4 modules de CZT d'épaisseur 5 mm, chacun pixellisé par 256 anodes (16x16) de dimensions 2,46 x 2,46 mm<sup>2</sup>. Il est associé à un collimateur pinhole en tungstène de diamètre effectif d'ouverture de 5,1 mm qui converge sur le cœur.

L'acquisition stationnaire effectuée en position ventrale ou dorsale centrée sur le cœur, permet d'enregistrer simultanément les 19 projections au format matriciel des pixels CZT (projections de 32x32 pixels de 2,46 mm de côté) ou en format de type liste avec une sensibilité suffisante pour la tomographie cardiaque synchronisée ou les études tomographiques dynamiques. La géométrie 3D d'acquisition et le recouvrement des projections nécessitent par ailleurs de modéliser la collimation dans un algorithme de reconstruction dédié de type MAP-EM OSL. Les artefacts sont liés à l'atténuation, l'influence des activités extracardiaques et la troncature des projections. Le centrage du patient peut être automatisé et reproductible par apprentissage entre les explorations d'effort et de repos. Une version couplée à un scanner, Discovery NM/CT 570c, est disponible pour la correction de l'atténuation et l'exploration anatomique combinée des coronaires (23).

### 1.2.2 Caméra DSPECT® (Spectrum Dynamics)

La caméra DSPECT® (Spectrum Dynamics, Césarée, Israël) utilise également une détection à semi-conducteurs type CZT. La géométrie d'acquisition est constituée de 9 colonnes détectrices comportant chacune 1024 pixels (64 pixels selon la hauteur et 16 pixels selon la largeur) de dimensions 2,46x2,46 mm<sup>2</sup> et d'épaisseur 5 mm. Les détecteurs sont motorisés et effectuent pendant l'acquisition des mouvements de rotation autour de leur axe central explorant 120 projections (Figure 6).

Un collimateur en tungstène, à trous parallèles de large ouverture et de même dimension que la matrice pixélisée de CZT, est positionné sur chaque détecteur. Les trous de ce collimateur sont alignés en face de chaque pixel CZT, l'épaisseur des septa est égale à 0,2 mm. Chaque photon  $\gamma$  qui interagit dans un pixel semi-conducteur est automatiquement localisé. Pendant l'examen, le patient est en position semi-assise, dorsale ou en inclinaison antérieure.



Figure 6 : Présentation de la caméra DSPECT (Spectrum Dynamics) et de la géométrie de détection (9)

L'acquisition de tomoscintigraphies myocardiques avec la caméra DSPECT se déroule en 2 étapes (9). Dans un premier temps, une acquisition rapide (nommée «prescan») est réalisée pendant une vingtaine de secondes durant lesquelles les colonnes de détecteurs effectuent des mouvements de rotation pour explorer l'ensemble du champ de vue.

Cette étape permet à l'utilisateur de définir, à partir de la distribution d'activité observée, une région d'intérêt (ROI) centrée sur le cœur et de mesurer l'activité provenant du cœur (cps/sec), paramètre utile pour déterminer la durée optimale d'enregistrement.

La deuxième étape consiste à réaliser l'acquisition tomographique selon les limites de détection déterminées lors de l'étape précédente. L'acquisition consiste à enregistrer deux séries de 60 projections par colonne de détecteur, au milieu de laquelle, l'ensemble des 9 colonnes effectue un mouvement de translation afin d'obtenir un échantillonnage tomographique complet (5). Pour les projections passant par l'aire cardiaque, l'échantillonnage angulaire est réduit d'un facteur supérieur à 10 par rapport à l'extérieur de la région d'intérêt, alors que le temps par projection reste constant, ce qui génère un sur-échantillonnage de la zone correspondant à la ROI cardiaque. Il faut noter que les dimensions de cette ROI sont importantes puisqu'elles ont une influence directe sur l'échantillonnage angulaire entre les projections de chaque détecteur et donc sur la sensibilité de détection. En effet, pour un nombre de projections et un temps d'acquisition donnés, le nombre de coups détectés dans le myocarde sera d'autant plus élevé que la ROI est petite et bien centrée sur le cœur.

### 1.3 Collimateurs

Les 2 caméras CZT dédiées se distinguent par leur géométrie de collimation :

- le couplage collimation pinhole détecteur dans le cas de la caméra Discovery NM530c ;
- le couplage 1:1 entre chaque pixel CZT et le canal d'un collimateur à canaux parallèles de section carrée ajustée au pas d'échantillonnage des anodes dans le cas de la caméra DSPECT.

#### 1.3.1 Collimateur pinhole

Le collimateur pinhole ou sténopé est caractérisé par une ouverture cylindrique en tungstène ( $Z=74$  ;  $\mu=36,3 \text{ cm}^{-1}$  à 140 keV) de forme en pointe (« knife-edge ») – Figure 7, soit en forme de tunnel (« channel height ») pour limiter la pénétration des photons dans cette région.

Les caractéristiques géométriques du collimateur de la caméra Discovery NM530c ne sont pas communiquées par le constructeur ; elles ont pu faire l'objet de modélisations de type Monte Carlo (18,24,25). L'angle solide de détection du collimateur est limité aux dimensions du détecteur par un blindage interne et dépend de la distance « a » entre l'ouverture et le plan de détection qui varie d'un détecteur à l'autre pour un diamètre effectif d'ouverture de 5,1 mm. L'incidence oblique des photons dans le détecteur occasionne un effet de profondeur d'interaction et une perte de résolution spatiale qui contrebalance le gain en résolution lié à l'agrandissement du collimateur ( $G = a/b$ ). L'effet de profondeur d'interaction est majoré sur les rangées inférieure et supérieure.

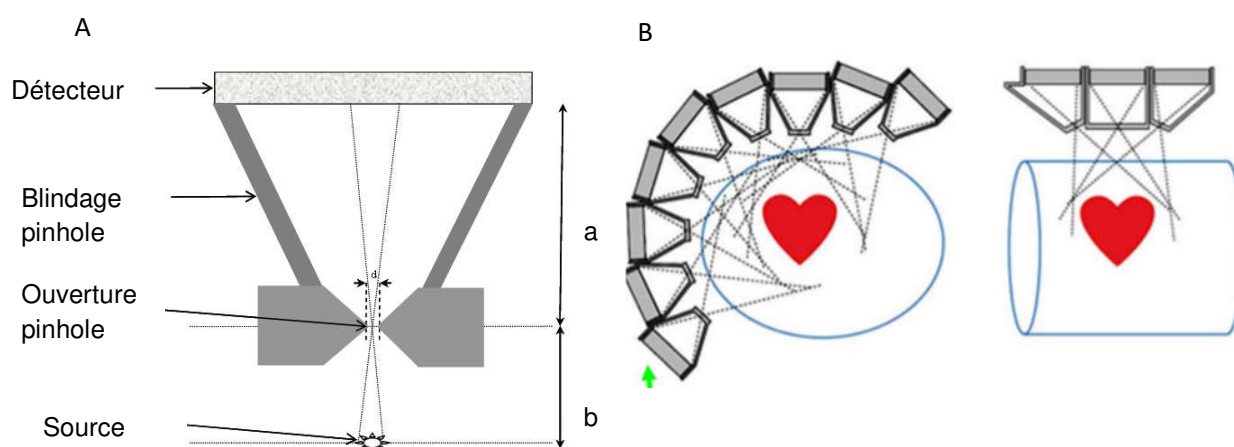


Figure 7: (A) Schéma de principe de la collimation pinhole : d'après thèse L. Guerin 2007 (26) et (B) arrangement des 3 rangées de détecteurs de la caméra Discovery NM530c.

L'efficacité géométrique varie en fonction de  $\cos^3(\Theta)$ ,  $\Theta$  représentant l'angle d'incidence du photon gamma sur le détecteur. Pour les obliquités les plus grandes, au niveau du collimateur, les rayons gamma vont traverser une épaisseur de tungstène plus grande et le diamètre effectif de l'ouverture se trouve réduit. Cependant, au niveau du détecteur CZT, ils traversent une épaisseur plus grande (jusqu'à 7 mm sur les bords du détecteur), ce qui améliore leur détection.

Ces deux mécanismes modifient l'efficacité de détection sur les bords de l'image (Figure 8) et sont pris en compte dans la reconstruction itérative (17).

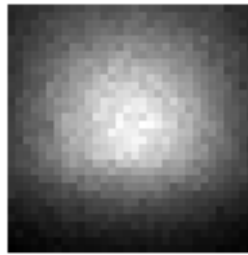


Figure 8 : Projection dans le plan du détecteur de la distribution d'une source cylindrique homogène de  $^{99m}\text{Tc}$ .

### 1.3.2 Collimateur à canaux parallèles

Le maillage de canaux parallèles à section carrée (Figure 9), disponible sur le système DSPECT, constitue un arrangement plus compact et plus sensible que l'arrangement hexagonal de canaux de section circulaire ou hexagonale disponible sur les gamma-caméras d'Anger.

En effet, l'efficacité géométrique en fonction de la longueur effective des canaux  $a_e = a - 2/\mu$  ( $a$  étant la longueur des canaux et  $\mu$  le coefficient linéique d'atténuation des photons dans le tungstène), de la dimension des canaux  $d$  et de l'épaisseur septale  $s$  s'exprime selon l'équation 3 :

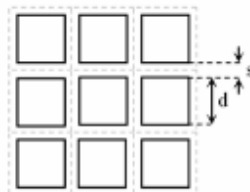


Figure 9 : Géométrie d'un collimateur à canaux parallèles.

$$S_{col} \cong K^2 \times \left[ \frac{d^2}{a_e \times (d + s)} \right]^2 \quad \text{avec } K^2 = 1/4\pi \text{ (} K = 0,282 \text{)} \quad \text{Equation 3}$$

Le maillage du collimateur à canaux parallèles est ajusté à la taille des pixels CZT semi-conducteurs, autrement dit un trou du collimateur est aligné à un pixel CZT de la matrice de détection.



## 2. Algorithmes de reconstruction

Les caméras à semi-conducteurs Discovery NM530c et DSPECT utilisent des méthodes statistiques itératives qui prennent en compte la nature poissonnienne des statistiques affectant les projections mesurées. Les algorithmes de reconstruction mis en jeu pour chacune des caméras CZT sont :

- De type MAP-EM OSL pour la caméra NM530c ;
- De type OSEM pour la caméra DSPECT.

### 2.1 Reconstruction itérative par MAP-EM OSL

Soient  $\mathbf{p}$  les projections enregistrées ( $\mathbf{p}_i$  représente le nombre de photons enregistrés sur le détecteur  $i$ ) et  $\mathbf{x}$  la distribution de radioactivité à estimer ( $\mathbf{x}_j$  représente l'activité au sein du voxel  $j$ ). On note  $\mathbf{A}$  la matrice système dont l'élément  $\mathbf{A}_{ij}$  correspond à la probabilité pour un photon émis dans le voxel  $j$  d'être enregistré sur le détecteur  $i$ . Les algorithmes de reconstruction itérative de type statistique se fixent pour objectif de maximiser une fonctionnelle  $O(\mathbf{x}; \mathbf{p})$  définie comme la probabilité conditionnelle d'une image  $\mathbf{x}$  connaissant les projections  $\mathbf{p}$ . En employant le théorème de Bayes, un modèle de Poisson pour décrire la statistique de comptage, et le caractère monotone de la fonction logarithme, maximiser  $O(\mathbf{x}; \mathbf{p})$  revient à trouver l'argument maximal de :

$$\text{Log}O(\mathbf{x}; \mathbf{p}) = \sum_i [\mathbf{p}_i \log(\mathbf{q}_i) - \mathbf{q}_i - \log(\mathbf{p}_i!)] + \log[P(\mathbf{x})] - \log[P(\mathbf{p})] \quad \text{Equation 4}$$

où  $\mathbf{q} = \mathbf{Ax}$  et  $P(\mathbf{x})$  est la probabilité intrinsèque de l'image  $\mathbf{x}$  et communément appelée *prior*. Le premier terme du membre de droite correspond à  $\log[P(\mathbf{p}|\mathbf{x})]$  et est appelé log-vraisemblance (*log-likelihood*). Ce dernier assure l'adéquation entre les données enregistrées et l'image reconstruite. Le second terme peut être appréhendé comme un terme de régularisation (ou pénalité) permettant de renforcer l'injectivité du problème inverse  $\mathbf{p} = \mathbf{Ax}$ , connu pour être mal conditionné. Le troisième terme est une constante qui sera omise dans la suite. Lorsqu'il n'existe aucune hypothèse a priori quant à la distribution étudiée, le *prior* est considéré constant et l'estimée produite  $\bar{\mathbf{x}}$  correspond au maximum de la vraisemblance (*maximum-likelihood*, ML) :

$$\bar{\mathbf{x}} = \underset{\mathbf{x} \in \mathbb{R}^{+N}}{\text{argmax}} \left\{ \sum_i [\mathbf{p}_i \log(\mathbf{q}_i) - \mathbf{q}_i] \right\} \quad \text{Equation 5}$$

L'estimée ML est classiquement calculée au moyen de l'algorithme EM (*expectation-maximization*) dont la  $n^{\text{ème}}$  itération s'écrit (27,28) :

$$\mathbf{x}_j^n = \mathbf{x}_j^{n-1} \frac{1}{\sum_i \mathbf{A}_{ij}} \sum_i \frac{\mathbf{A}_{ij} \mathbf{p}_i}{\mathbf{q}_i^{n-1}} \quad \text{Equation 6}$$

Si un grand nombre d'itérations est réalisé, l'algorithme ML-EM est asymptotiquement non biaisé. Cependant, au fil des itérations la variance de l'estimée tend à devenir excessive, ce qui se traduit par une augmentation du bruit dans l'image reconstruite (29).

Il n'existe malheureusement pas de méthode ad hoc permettant de dégager un compromis biais-variance universel car les propriétés de convergence de l'algorithme ML-EM varient au sein du champ de vue et dépendent à la fois de la distribution étudiée et du rapport signal à bruit dans les projections enregistrées.

Afin de réduire la propagation du bruit statistique, il est nécessaire d'avoir recours à des méthodes de reconstruction régularisées introduisant une information a priori sur la forme de la distribution. Le *prior* le plus conventionnellement employé prend la forme d'une fonction d'énergie de Gibbs (30) :

$$P(\mathbf{x}) = \frac{1}{Z} e^{-\beta U(\mathbf{x})} \quad \text{Equation 7}$$

où  $Z$  est un facteur de normalisation,  $\beta$  un paramètre ajustable déterminant la force du terme de régularisation, et  $U$  la fonction d'énergie, qui évalue les discontinuités de voisinage. Plus la valeur de  $\beta$  est élevée, plus l'image est lissée. Le choix le plus courant pour  $U$  est basé sur une pénalité de type quadratique :

$$U(\mathbf{x}) = \frac{1}{4} \sum_j \sum_{k \in N_j} w_k (\mathbf{x}_j - \mathbf{x}_k)^2 \quad \text{Equation 8}$$

Où  $N_j$  représente le voisinage du voxel  $j$  et  $w$  une fonction de pondération. L'estimée produite en tenant compte du terme de pénalité et l'algorithme associé sont appelés *penalized maximum-likelihood* (PML) ou *maximum-a posteriori* (MAP). L'estimée prend la forme :

$$\bar{\mathbf{x}} = \underset{\mathbf{x} \in \mathbb{R}^{+N}}{\operatorname{argmax}} \left\{ \sum_i [\mathbf{p}_i \log(\mathbf{q}_i) - \mathbf{q}_i] - \beta U(\mathbf{x}) \right\} \quad \text{Equation 9}$$

Cette estimée est encore une fois obtenue via un algorithme de type EM (MAP-EM). Le schéma itératif nécessite, en toute rigueur, d'évaluer le gradient de la fonction énergie  $\partial U$  sur l'estimée courante  $\mathbf{x}^n$ , ce qui pose de sérieux problèmes d'implémentation puisque cette estimée est en cours de calcul. La méthode proposée par Green (31) consiste à évaluer le gradient sur l'itération précédente et porte donc le nom de *one-step-late* (OSL) :

$$\mathbf{x}_j^n = \frac{\mathbf{x}_j^{n-1}}{\sum_i \mathbf{A}_{ij} + \beta \partial_j U(\mathbf{x}^{n-1})} \sum_i \mathbf{A}_{ij} \frac{\mathbf{p}_i}{\mathbf{q}_i^{n-1}} \quad \text{Equation 10}$$

En pratique courante, les méthodes de type EM ont pour principal inconvénient leur lenteur de convergence.

## 2.2 Reconstruction itérative OSEM

Afin d'accélérer la convergence, il convient d'employer des méthodes itératives, avec une réorganisation des données en sous-ensembles ordonnés (*ordered subsets*, OS). Les algorithmes correspondant sont appelés OS-EM (32) dans la version non régularisée et MAP-OSEM dans la version régularisée. Le schéma itératif générique de l'OS-EM s'écrit (l'extension à MAP-OSEM est directe) :

$$\begin{cases} \mathbf{x}_j^{n,s+1} = \mathbf{x}_j^{n,s} \frac{1}{\sum_{i \in \Omega_s} \mathbf{A}_{ij}} \sum_{i \in \Omega_s} \frac{\mathbf{A}_{ij} \mathbf{p}_i}{\mathbf{q}_i^{n,s}} \\ \mathbf{x}_j^{n+1,0} = \mathbf{x}_j^{n,S} \end{cases} \quad \begin{matrix} \text{Equation 11} \\ \text{Equation 12} \end{matrix}$$

Où  $S$  est le nombre de sous-ensembles et où  $\Omega_s$  correspond à l'ensemble des projections rassemblées dans le sous-ensemble  $s$  ( $s = 1 \dots S$ ). Le traitement d'un sous-ensemble est appelé sous-itération.

La vitesse de convergence est approximativement multipliée par un facteur égal au nombre de sous-ensembles. Les sous-ensembles sont conçus de manière à rassembler des projections dont l'espacement angulaire est maximal (les plus orthogonales possible) afin d'améliorer le conditionnement du problème inverse (15).

### 2.3 Correction d'atténuation

La Société Européenne de Médecine Nucléaire recommande de corriger de l'effet d'atténuation les images de tomoscintigraphie myocardique afin de limiter les artefacts d'hypoperfusion présents, en particulier sur les territoires inférieur ou inférospetal (33). Ces recommandations s'appliquent aussi bien aux examens sur caméras d'Anger qu'aux examens sur caméras CZT (34).

En tomoscintigraphie myocardique, l'effet d'atténuation peut être : soit compensé en répétant l'examen dans une position différente du patient, soit corrigé lors de la reconstruction à partir de cartes d'atténuation obtenues au moyen d'images TDM (Figure 10). La première solution est réalisée sur caméra DSPECT en effectuant l'examen en position semi-assise puis en position allongée (35) ou sur caméra NM530c en comparant les distributions obtenues en décubitus dorsal et en décubitus ventral (36,37). La correction d'atténuation réalisée à partir des images TDM peut s'appliquer soit à partir d'un système hybride NM/CT 570c (General Electric), soit à partir d'une fusion d'images a posteriori.

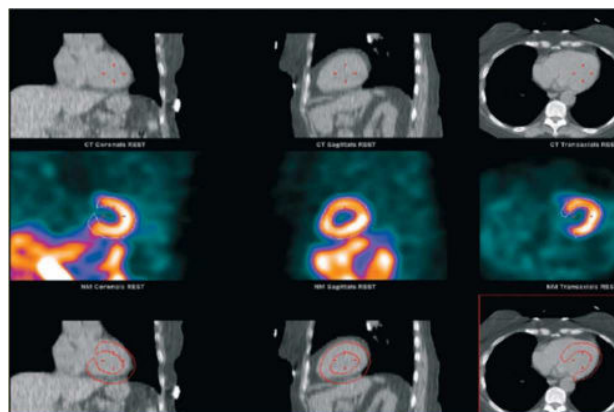


Figure 10 : Correction de l'atténuation à partir d'images tomodensitométriques (23).

En géométrie de collimateur sténopé, un défaut de centrage du cœur dans l'axe cranio-caudal se traduit par une atténuation diaphragmatique majorée et un artefact simulant une hypoperfusion de la paroi inférieure (38). La correction d'atténuation à partir d'images TDM alignées manuellement aux images reconstruites compense ce défaut.

En effet, les méthodes de reconstruction itérative introduisent dans le facteur de normalisation une modélisation de la variation de sensibilité de détection dans le champ de vue que ce soit pour la caméra Discovery NM530c avec une sensibilité différentielle liée au collimateur sténopé ou pour la caméra DSPECT pour laquelle la variation de sensibilité est liée à la ROI définie lors du « prescan » (échantillonnage angulaire variable). On constate que ces modèles, qui sont utilisés sur les 2 caméras CZT commercialisées, compensent partiellement l'effet « cuvette » obtenu sur caméra conventionnelle. Cet effet est illustré dans la figure 11 par les profils d'activités obtenus sur le secteur homogène du cylindre de Jaszczak. La correction d'atténuation reste en pratique peu utilisée en imagerie cardiaque sur caméra CZT en raison notamment du champ de vue limité d'acquisition du système NM530c qui nécessite en cas d'activité extracardiaque importante, d'extrapoler le champ de vue de reconstruction dans la matrice système de reconstruction (39).

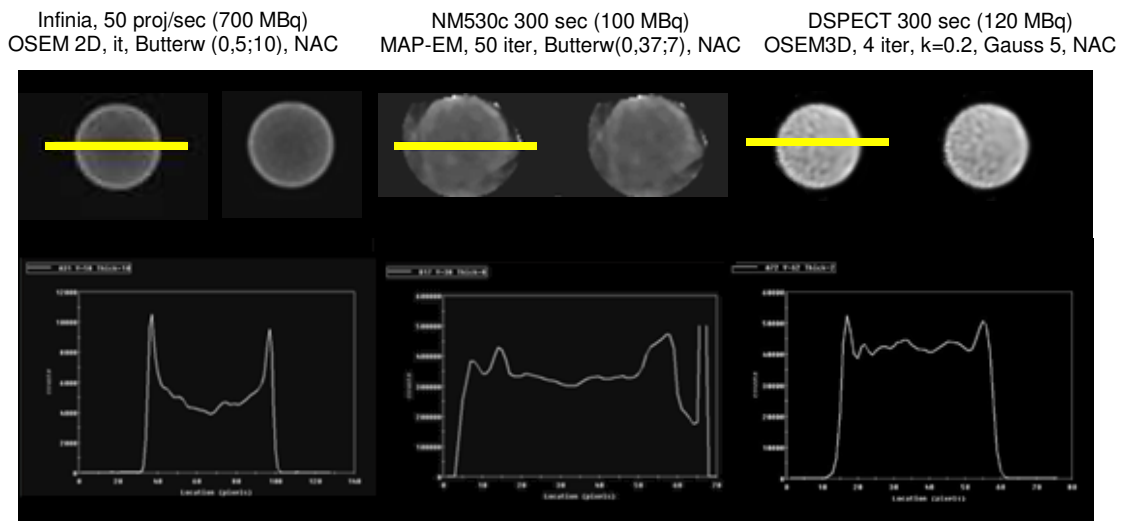


Figure 11 : Effet de l'atténuation avec un cylindre rempli d'une solution homogène de  $^{99m}\text{Tc}$  sur caméras d'Anger, NM530c et DSPECT.

## 2.4 Correction de diffusé

La correction des photons diffusés nécessite d'adapter les méthodes de correction disponibles sur caméras d'Anger pour la réponse en énergie du CZT, particulièrement la collecte incomplète des charges. En effet, un nombre important de photons primaires est ainsi enregistré avec une énergie plus faible (Figure 12).

La technique DEW (Dual Energy Window), technique très utilisée pour la correction de la diffusion du fait de sa simplicité d'implémentation, correspond à la soustraction sur les projections acquises d'une image de diffusés  $I_D$  obtenue à partir d'une fenêtre décalée en énergie par rapport une fenêtre centrée sur le pic d'absorption totale  $I_P$ .

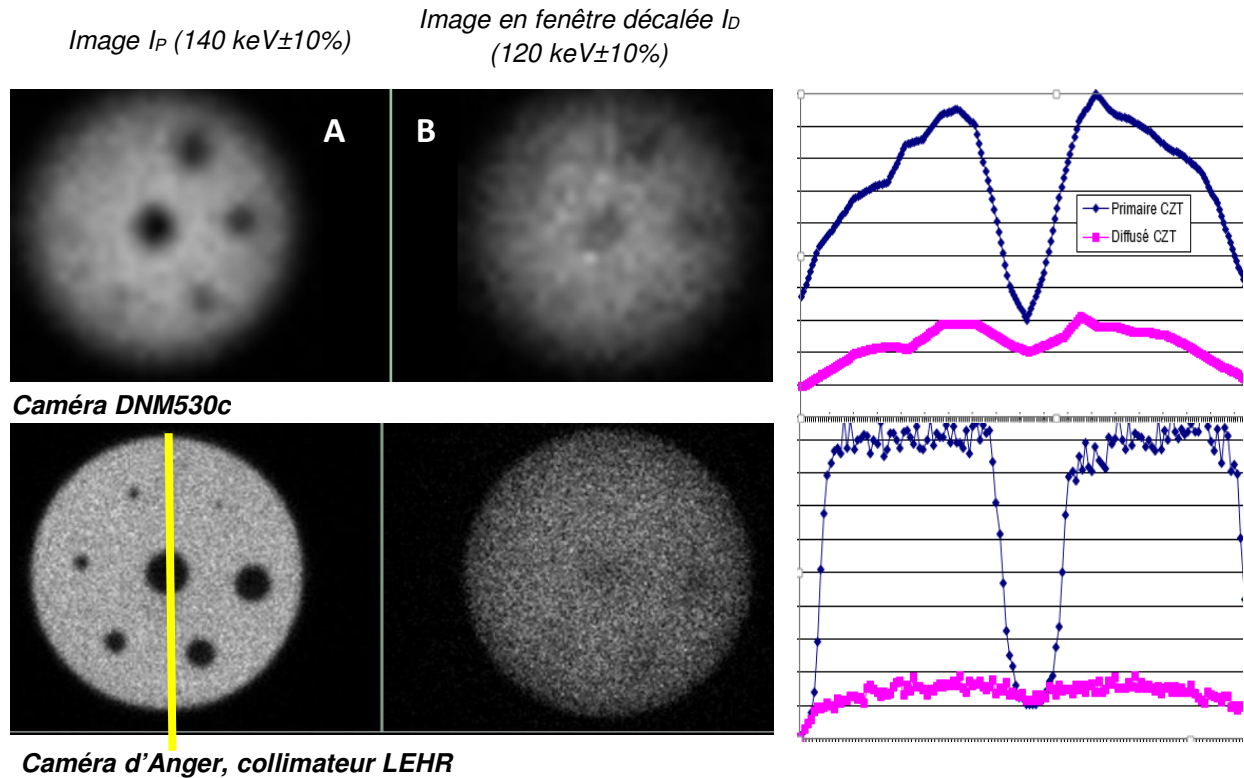


Figure 12 : Projections d'un cylindre rempli d'une solution de  $^{99m}\text{Tc}$  contenant des cylindres de plexiglas de diamètres variant de 5 à 30 mm sur caméra DNM530c (projection orthogonale centrale) et au contact d'un collimateur LEHR sur caméra d'Anger avec une fenêtre A) 140 keV $\pm$ 10% correspondant à la fenêtre centrée sur le pic d'absorption totale  $I_P$  (image de photons primaires) et B) 120 keV $\pm$ 10% correspondant à une fenêtre spectrométrique basse énergie  $I_D$  (image de photons diffusés).

A droite : Profil d'intensité déterminé sur une colonne centrale : on note sur caméra CZT une proportion plus importante de photons dans la fenêtre basse énergie  $I_D$  et un contraste des projections dans la fenêtre  $I_P$  dégradé (taille de pixel 2,46 mm- collimateur sténopé).

Cependant, la méthode de soustraction d'une fenêtre basse en énergie (be) mérite de considérer que le spectre des photons primaires Prim se superpose alors aux photons diffusés Diff enregistrés dans une fenêtre basse ( $I_D$ )<sub>be</sub> :

$$(I_D)_{be} = k_d \text{ Prim} + \text{Diff} \quad \text{Equation 13}$$

$$I_P = \text{Prim} + k_p \text{ Diff} \quad \text{Equation 14}$$

L'estimée par simple soustraction des photons primaires est alors  $Prim' = (I_p - k_p (I_D)_{be}) / (1 - k_d k_p)$  conduit à une augmentation du bruit des projections corrigées (40). Un modèle analytique de diffusion au premier ordre (24) a été également implémenté avec succès pour la quantification avec des temps de calcul qui limitent l'utilisation de cette méthode en clinique. Un modèle de diffusion doit permettre de corriger les examens multi isotopes pour une exploration simultanée en  $^{99m}Tc$  et en  $^{123}I$  sans besoin de recalage des coupes a posteriori.

Cette application est décrite en section 5.6 du document avec les possibilités de la correction par triple fenêtrage. La résolution en énergie du CZT permet par ailleurs d'éviter dans la fenêtre en énergie du  $^{201}Tl$  la collection des rayons X produits dans le collimateur en tungstène. Dans le cadre des méthodes de fenêtrage, une attention particulière doit être portée sur l'uniformité de réponse des détecteurs dans les fenêtres en énergie décalées.

## 2.5 Algorithme de reconstruction de la caméra Discovery NM530c

Un algorithme itératif 3D de type MAP-OSL permet de reconstruire les coupes tomoscintigraphiques (Figure 13). Avec un espace des projections échantillonné sur 32 x 32 x 19 valeurs, la matrice système A est pré calculée pour différents échantillonnages de l'espace image en modélisant la géométrie de collimation.

En imagerie cardiaque, les plans de reconstruction sont échantillonnés en matrice 70 x 70 x 50 pour une dimension de voxels de 4 mm. Les paramètres de reconstruction sont prédéfinis en fonction de la statistique des projections. Un post-filtrage de type Butterworth est appliqué.

Algorithmes	MLEM	Régularisation OSL		Post-filtrage Butterworth	
		Itérations	$\alpha$	$\beta$	$\omega$ N
Effort Synchronisé ECG	40	0,51	0,3	0,37	7
Effort Perfusion	40	0,51	0,3	0,37	7
Repos Synchronisé ECG	50	0,41	0,2	0,37	7
Repos Perfusion	50	0,41	0,2	0,37	7

Tableau 2 : Paramètres recommandés par le constructeur pour les tomoscintigraphies de perfusion.

La correction de diffusion de type DEW est optionnelle et n'est pas utilisée en imagerie clinique. Avec un champ de vue utile de 19 cm, la reconstruction est biaisée par la troncature des projections et par le support limité de la matrice système qui ne couvre pas les contours du patient (39). Les artefacts de troncature sont analysés visuellement sur les coupes reconstruites. La correction d'atténuation peut être appliquée à partir d'images TDM fusionnées a posteriori ou de façon native si un scanner X est couplé à la caméra à semi-conducteurs comme c'est le cas pour la caméra Discovery NM/CT 570c.

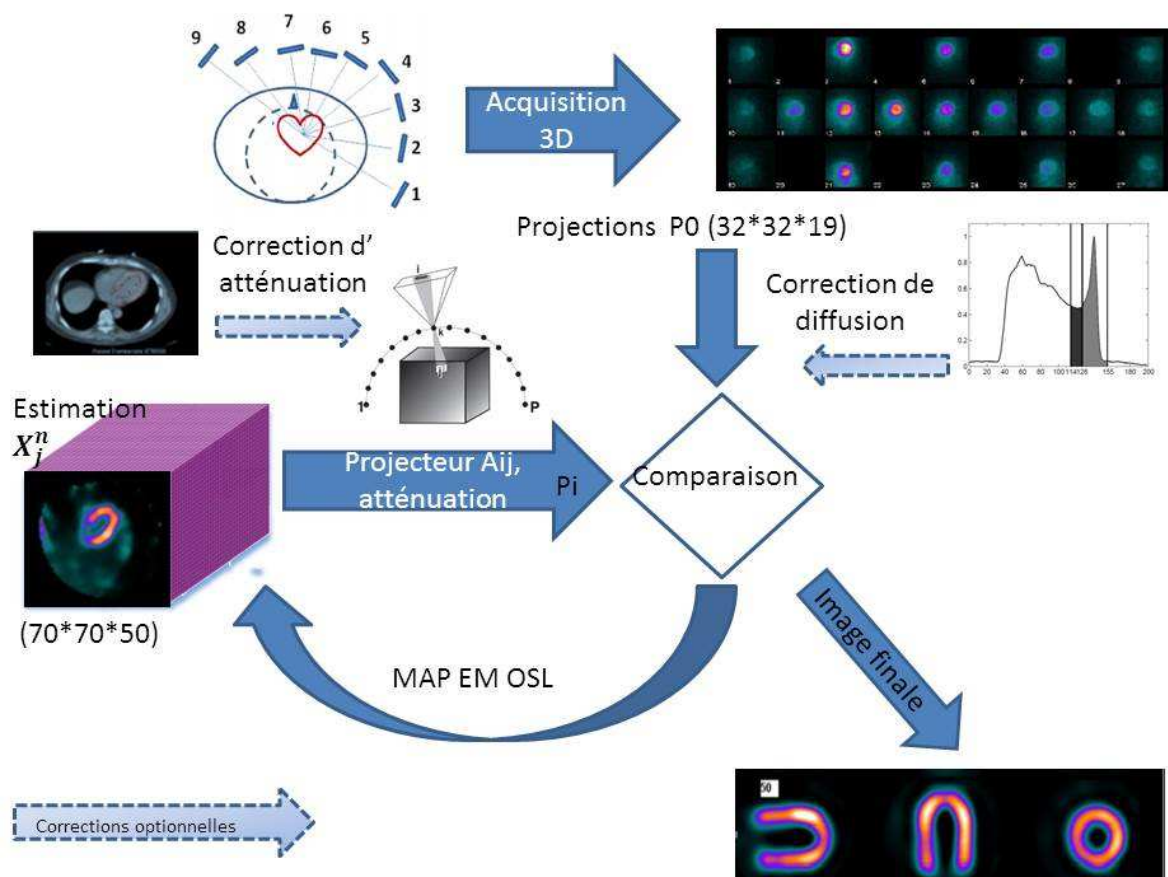


Figure 13 : Etapes de la reconstruction « Myovation » des images de perfusion sur DNM530c (GE Healthcare).

## 2.6 Algorithme de reconstruction de la caméra DSPECT

L'algorithme de reconstruction Broadview®, développé spécifiquement pour la caméra DSPECT, utilise une méthode itérative OSEM 3D avec 32 sous-ensembles et un nombre d'itérations choisi par l'utilisateur. Cet algorithme prend en compte les caractéristiques géométriques du collimateur afin de compenser la perte de résolution spatiale avec la profondeur, mais il ne permet pas de corriger des phénomènes physiques d'atténuation et de diffusion Compton (9). Plusieurs types de filtres peuvent être sélectionnés (5) :

- Les filtres **inter-itération** :
  - Kernel 3D avec une pondération variable : filtre spatial remplaçant la valeur de chaque voxel  $V_0$  par la valeur  $V_1$  selon l'équation :

$$V_1 = w \times N + (1 - w) \times V_0 \quad \text{Equation 15}$$

où  $N$  correspond à la valeur moyenne de l'intensité des 26 voxels contigus et  $w$  la pondération variant entre 0 et 1 ;

- « modèle géométrique cardiaque » : filtre lissant, selon une forme elliptique, les voxels d'intensité maximale contenus sur la paroi du ventricule gauche (propriété de Spectrum Dynamics) ;
- Les filtres **post-reconstruction** au choix de l'utilisateur:
  - Filtre de normalisation : homogénéisation des niveaux de gris sur les pixels d'intensité maximale (propriété de Spectrum Dynamics) (5);
  - Filtre Gaussien : filtre passe-bas permettant de réduire le bruit. La formule mathématique de ce filtre à 2 dimensions (x et y) (41) s'écrit :

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \times e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad \text{Equation 16}$$

où  $\sigma$  représente la déviation standard de la distribution gaussienne

Les images sont reconstruites avec des voxels cubiques de dimensions 4,92 mm. Le constructeur met à disposition trois algorithmes de reconstruction avec des paramètres fixes pré-enregistrés (nombre d'itérations, pondération du kernel inter-itération, largeur à mi-hauteur du filtre gaussien, utilisation ou non du filtre de normalisation et du modèle géométrique cardiaque). La différence entre ces 3 algorithmes est l'importance donnée au modèle géométrique. Le tableau 3 présente les paramètres de reconstruction, utilisés par chacun de ces algorithmes, pour la tomoscintigraphie de perfusion myocardique.

Algorithmes	SD	A	B
<b>Effort/Repos Synchronisé ECG</b>			
Itérations / Sous-ensembles	2 / 32	2 / 32	3 / 32
Kernel (pondération)	0.125	0.125	0.5
Filtre normalisation	Activé	Activé	Activé
Filtre post-reconstruction Gaussien	Activé	Activé	Activé
<b>Effort/Repos Perfusion</b>			
Itérations	4 / 32	6 / 32	7 / 32
Kernel (pondération)	0.125	0.125	0.125
Filtre géométrique cardiaque (pondération)	1	0.33	0
Filtre normalisation	Activé	Activé	Activé
Filtre post-reconstruction Gaussien	Désactivé	Désactivé	Désactivé

Tableau 3 : Paramètres recommandés par le constructeur pour les algorithmes de reconstruction SD, A et B des examens de tomoscintigraphie myocardique.

Les paramètres utilisés pour la reconstruction des images tomographiques synchronisées au cycle cardiaque (Gated) sont différents en termes de nombre d'itérations et de pondération du filtre kernel inter-itération.



### 3. Performances des caméras CZT

#### 3.1 Evaluation des paramètres en mode tomographique

L'arrivée sur le marché des caméras à semi-conducteurs dédiées à la cardiologie nucléaire a considérablement modifié les protocoles d'acquisition et de reconstruction des tomoscintigraphies myocardiques. Les premières études cliniques publiées dès 2010 démontraient une augmentation de la sensibilité de détection et donc la possibilité de réduire le temps d'acquisition et/ou les activités injectées aux patients, qui sera détaillée dans la partie 3.2.

D'autres études ont comparé les performances des caméras CZT à celles des caméras d'Anger conventionnelles. Dans l'étude publiée par Erlandsson et al. (9) évaluant la caméra DSPECT, les paramètres mesurés étaient la résolution en énergie, la résolution spatiale, la sensibilité de détection, la fraction de diffusé et le taux de comptage. La résolution en énergie était de 5,5% (vs. 9,25% sur caméra d'Anger), la résolution spatiale en mode tomographique était de 12,5 mm (vs. 13,7 mm sur caméra d'Anger), la sensibilité en mode tomographique était de 647–1107 s<sup>-1</sup> MBq<sup>-1</sup> (vs. 141 s<sup>-1</sup> MBq<sup>-1</sup> sur caméra d'Anger), la fraction de diffusé était de 30% (vs. 34% sur caméra d'Anger) et un taux de comptage linéaire jusqu'à 1,44 Mcoups/s.

Bocher et al. (8) a comparé la caméra Discovery NM530c à une caméra conventionnelle double tête selon différents paramètres. Il en résulte une supériorité de la caméra CZT en termes de sensibilité de détection (facteur 3), de résolution spatiale, de résolution en énergie et de taux de comptage linéaire jusqu'à 612 kcups/s, alors que les détecteurs avec cristal scintillant présentent des temps morts importants.

Néanmoins, ces précédentes études ne permettent pas de comparer les deux caméras CZT selon des critères identiques et dans les mêmes conditions d'acquisition. Imbert et al. (10) a ainsi caractérisé la performance globale de quatre systèmes d'imagerie (les caméras CZT : DNM530c et DSPECT, IQSPECT(42,43) et caméra Symbia T2 conventionnelle : Conv-SPECT) à la fois sur fantôme et sur patients. L'influence de l'atténuation, de la diffusion et du flou cinétique (mouvements respiratoires et cardiaques) a été prise en compte en conditions cliniques. Les paramètres mesurés étaient : 1) la sensibilité de détection en mode tomographique, 2) la résolution spatiale et 3) le rapport contraste-sur-bruit.

1) La **sensibilité de détection** est évaluée dans un premier temps avec le fantôme cœur. Le nombre de coups enregistrés pendant l'acquisition est obtenu à partir d'une région d'intérêt elliptique tracée manuellement de manière à englober la totalité du volume. La sensibilité, exprimée en coups par seconde par MBq, est calculée à partir de l'équation suivante :

$$S = \frac{\text{Nombre de coups}}{\text{Temps d'acquisition} \times \text{activité VG (MBq)}} \quad \text{Equation 17}$$

Sur les images cliniques, l'activité du VG décrite dans l'équation 2 est ainsi remplacée par l'activité réellement injectée au patient au maximum de l'effort.

La figure 17 montre que cette sensibilité de détection est proche de 130 coups/sec/MBq pour la SPECT conventionnelle, et qu'elle est multipliée par un facteur 3 pour l'IQSPECT (390 coups/sec/MBq), environ 4 pour Discovery-NM530c (460 coups/sec/MBq) et jusqu'à 7 pour la DSPECT (850 coups/sec/MBq). Des résultats concordants sont obtenus à partir de l'analyse des images des patients pour lesquelles le nombre de coups du myocarde a été normalisé par rapport à l'activité injectée et à la durée d'acquisition. Les valeurs sont données en coups/sec/MBq : SPECT conventionnelle :  $0,6 \pm 0,1$  ; IQSPECT :  $2,6 \pm 0,7$  ; Discovery-NM530c :  $5,6 \pm 1,4$  et DSPECT :  $11,4 \pm 2,6$ .

2) La **résolution spatiale** tomographique a été évaluée dans un premier temps sur fantôme selon les recommandations du protocole NEMA (National Electrical Manufacturers Association) NU-1-2007 et les paramètres d'acquisition et de reconstruction recommandés en routine clinique. Il est donc à noter que la résolution spatiale déterminée ici ne tient pas compte du critère d'échantillonnage recommandé par les normes NEMA.

Les images ont été obtenues à partir d'un objet test constitué de trois sources linéaires de diamètre interne 1,5 mm (Figure 14) et remplies d'une solution radioactive de  $^{99m}\text{Tc}$  d'activité volumique 2 MBq/mL.

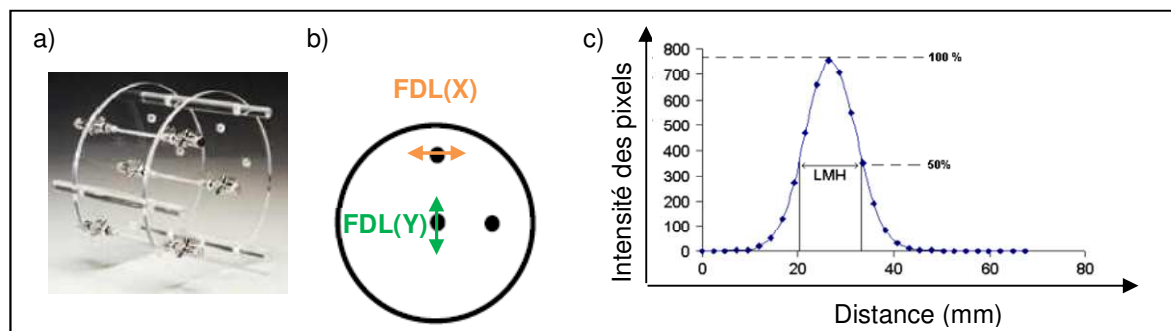


Figure 14 : a) objet test permettant d'évaluer la résolution spatiale d'une gamma-caméra en mode tomographique ; b) représentation des fonctions de dispersion linéique dans les directions x et y sur une coupe transversale ; c) détermination de la LMH à partir du profil d'activité.

Le fantôme a été placé, sur chacune des caméras, au centre du champ de vue et dans la direction longitudinale. Sur une coupe transversale correspondant au centre du fantôme, deux profils d'activité perpendiculaires à l'axe des sources linéaires (directions X et Y) ont été tracés à l'aide du logiciel AMIDE.

Les fonctions de dispersion linéique (FDL) obtenues à partir de ces profils permettent de calculer par interpolation, les largeurs à mi-hauteur du maximum (LMH) et donc de définir les résolutions spatiales centrale, tangentielle et radiale du système (7). Sur les images cliniques, la résolution spatiale a été évaluée à partir d'un indice de « sharpness » (Figure 15) très dépendant de ce paramètre (42,43).

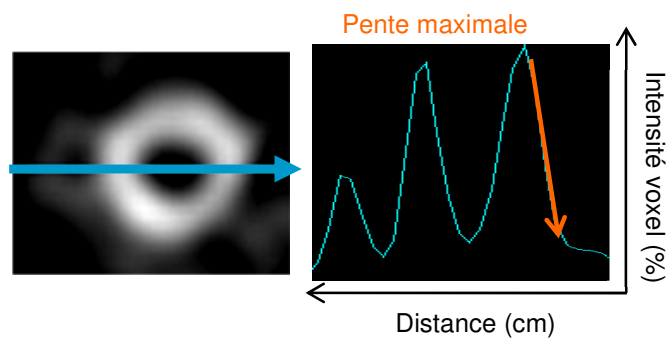


Figure 15 : Détermination de l'indice de « sharpness », caractérisant la résolution spatiale de la caméra, à partir de la pente maximale du profil d'intensité obtenu sur une coupe médiane des images des patients orientée selon le petit-axe.

L'indice de « sharpness » a été déterminé à partir d'un profil d'activité horizontal, obtenu également avec le logiciel d'analyse AMIDE, sur une coupe médiane orientée selon le petit-axe (44). Cet indice correspond à la pente maximale ( $\text{cm}^{-1}$ ) des pourcentages de diminution de l'activité myocardique, sur le bord épical de la paroi latérale après suppression des faibles niveaux d'activité ( $< 25\%$  de la valeur maximale) (10).

La meilleure résolution spatiale a été obtenue avec la caméra Discovery-NM530c (6,7 mm pour la résolution spatiale centrale). Des valeurs plus élevées ont été rapportées avec les autres caméras comme l'illustre la figure 17 : 8,6 mm pour la DSPECT, 15,0 mm pour IQSPECT et 15,3 mm pour la SPECT conventionnelle. Ces résultats sont concordants avec ceux de l'évaluation clinique avec l'indice de « sharpness » (en  $\text{cm}^{-1}$ , Discovery-NM530c :  $1,02 \pm 0,17$  ; DSPECT :  $0,92 \pm 0,11$  ; IQSPECT :  $0,64 \pm 0,12$  et Conv-SPECT :  $0,65 \pm 0,06$ ).

3) Le **rapport contraste sur bruit** permet d'évaluer de manière quantitative la qualité de l'image (45,46) et donne une information sur le bruit présent sur les images reconstruites (bruit de mesure lié aux fluctuations statistiques, bruit électronique, bruit ajouté par l'algorithme de reconstruction...). Ce paramètre permet en fait de mesurer le contraste « utile » qui peut être facilement détecté, indépendamment des fluctuations statistiques. Il est très souvent utilisé en TEMP cardiaque car le niveau de bruit est généralement important. Ce rapport est calculé pour chacune des acquisitions tomographiques (insert cardiaque et images acquises en conditions cliniques) sur une coupe médiane, orientée suivant le petit-axe. Le rapport contraste/bruit est déterminé à partir de 2 régions d'intérêt dessinées manuellement.

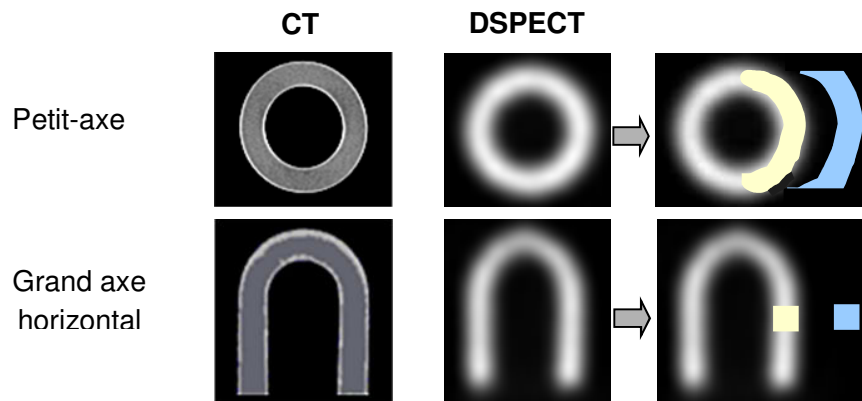


Figure 16 : Images de l'insert cardiaque obtenues par tomodensitométrie (CT) et avec la caméra DSPECT. Représentation des régions d'intérêt correspondant au myocarde (jaune) et au bruit de fond (bleu) pour la détermination du rapport contraste/bruit.

La région d'intérêt définie entre l'endocarde et l'épicarde de la paroi latérale du ventricule gauche (ou de l'insert cardiaque) permet d'obtenir la moyenne du nombre de coups du myocarde ( $M_{MY}$ ) et l'écart-type correspondant ( $SD_{MY}$ ). Le nombre de coups moyen dans le bruit de fond ( $M_{BG}$ ) et l'écart-type correspondant ( $SD_{BG}$ ) ont été déterminés à partir d'une région d'intérêt demi-circulaire placée dans le bruit de fond et à une distance de 15 mm par rapport à la paroi latérale. Le rapport contraste/bruit est déterminé selon l'équation suivante :

$$\frac{C}{B} = \frac{M_{MY} - M_{BG}}{\sqrt{SD_{MY}^2 + SD_{BG}^2}} \quad \text{Equation 18}$$

Le rapport contraste sur bruit obtenu sur fantôme est meilleur pour la caméra Discovery-NM530c (4,6) et respectivement plus faible pour la DSPECT (4,1), l'QSPECT (3,9) et la caméra Conv-SPECT (3,5). Là encore, les résultats sont en parfaite corrélation avec les résultats obtenus dans l'étude clinique, les valeurs étant :  $5,2 \pm 1,0$  pour Discovery-NM530c,  $4,5 \pm 0,5$  pour DSPECT,  $3,9 \pm 0,6$  pour QSPECT et  $3,4 \pm 0,3$  pour Conv-SPECT (Figure 17).

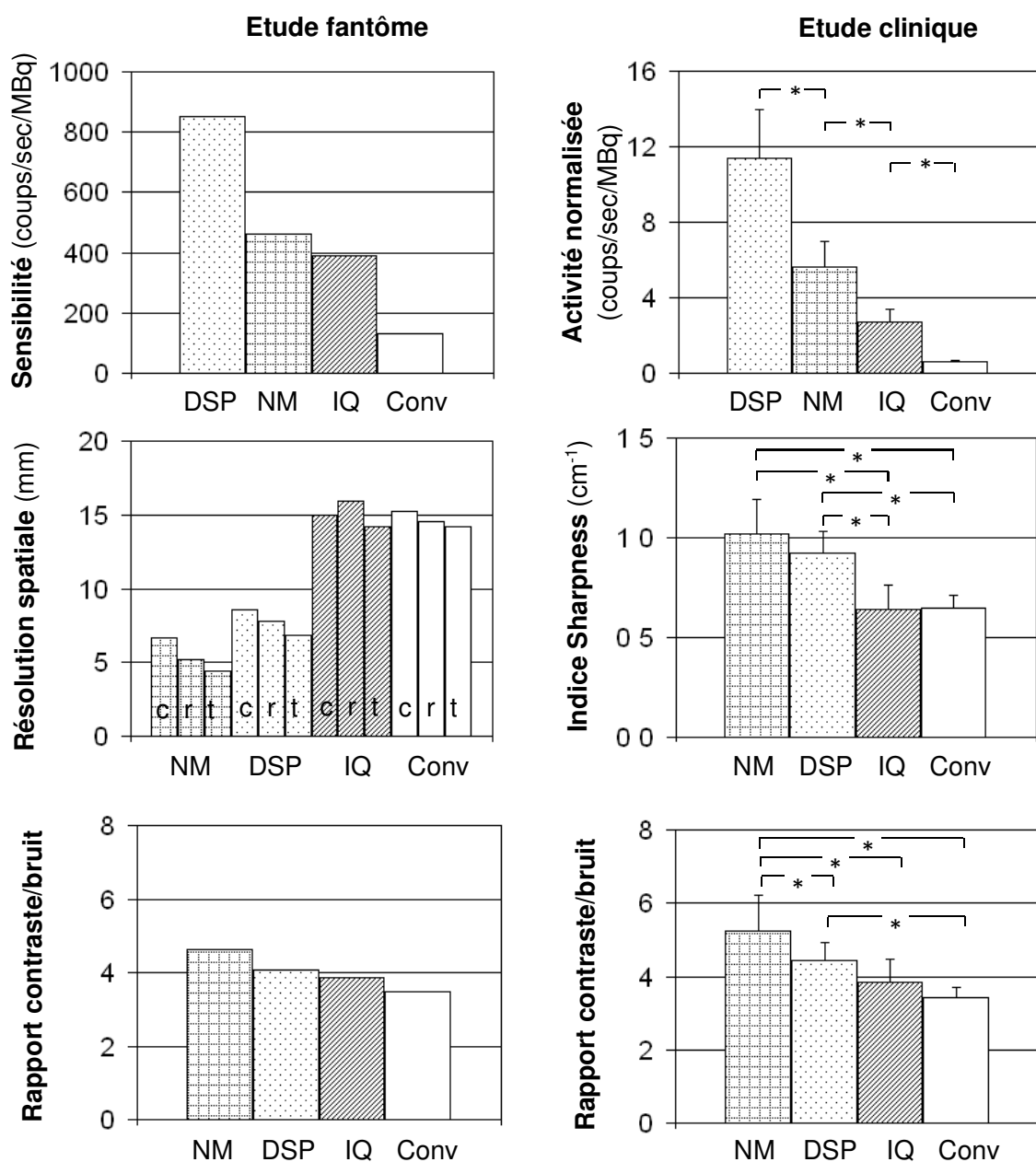


Figure 17 : Comparaison des résultats obtenus avec les caméras Discovery-NM530c (NM), DSPECT (DSP), IQSPECT (IQ) et Conv-SPECT (Conv) selon 3 paramètres : 1) la sensibilité de détection en mode tomographique déterminée sur fantôme (graphe en haut, à gauche) et dans les conditions cliniques où le nombre de coups du myocarde est normalisé par rapport au temps d'acquisition et à l'activité injectée (graphe en haut, à droite) ; 2) la résolution spatiale déterminée avec l'objet-test recommandé par le protocole NEMA (graphe au milieu, à gauche où c, r et t représentent respectivement les résolutions spatiales centrale, radiale et tangentielle) et évaluée dans les conditions cliniques avec l'indice « sharpness » (graphe au milieu, à droite) ; 3) le rapport contraste/bruit déterminé sur fantôme (graphe en bas, à gauche) et sur les images des patients (graphe en bas, à droite) (10).

Enfin, une étude récente de Zoccarato et al. (47) a comparé les 2 caméras CZT : Discovery-NM530c et DSPECT en utilisant un fantôme anthropomorphe constitué d'un insert cardiaque avec/sans défaut transmural. Pour différentes statistiques de comptage, plusieurs indices de performances en lien avec la résolution spatiale, le contraste et le rapport contraste sur bruit, ont été évalués. Les résultats montrent des performances différentes entre les 2 caméras CZT : la DSPECT présentant un indice de « sharpness » et une épaisseur de paroi du VG plus faibles que sur la Discovery NM530c. Aucune différence significative n'a été observée en termes de contraste entre la paroi du VG et la cavité interne et de rapport contraste sur bruit. Les différences avec l'étude précédente (10) sont probablement liées à l'utilisation ici du modèle géométrique pour la reconstruction des images de la DSPECT. Ce modèle est recommandé par le constructeur mais il a l'inconvénient de déformer artificiellement les images.

### 3.2 Optimisation des activités injectées

La sensibilité accrue des caméras à semi-conducteurs et leurs bonnes performances en termes de qualité d'image permet de réduire l'activité injectée au patient et/ou de réduire le temps d'acquisition, en gardant des images de qualité suffisante pour le diagnostic. Ces 2 possibilités ont été abondamment décrites dans la littérature, notamment dans le cas de la scintigraphie myocardique de perfusion.

Les calculs de dose efficace présentés ci-dessous pour ces examens réalisés avec des radiotraceurs marqués au  $^{99m}\text{Tc}$  ou avec le  $^{201}\text{Tl}$  ont été faits à partir des données du rapport SFPM n° 33 (48), qui indique des doses efficaces par unité d'activité administrée de :

- 8,5  $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$  à l'effort et 7,3  $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$  au repos pour le  $^{99m}\text{Tc}$ -Sestamibi
- 6,5  $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$  à l'effort et 7,3  $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$  au repos pour le  $^{99m}\text{Tc}$ -Tetrofosmin
- 151  $\mu\text{Sv}/\text{MBq}$  pour le  $^{201}\text{Tl}$

Comme le rapport SFPM le précise, de nouvelles valeurs ont été publiées pour ces examens dans la littérature (49), basées sur des modèles plus récents de la CIPR (50). Ces dernières valeurs sont inférieures pour tous les traceurs, et notamment le  $^{201}\text{Tl}$  (-32,5%).

Pour cet examen réalisé sur une caméra à scintillations conventionnelle, les activités recommandées par l'EANM (51) en 2005 pour un protocole en un jour classaient les examens de perfusion myocardique parmi les examens les plus irradiants de médecine nucléaire, avec une dose efficace de 10 à 15 mSv pour les traceurs marqués au  $^{99m}\text{Tc}$ , de 15 à 22 mSv pour le  $^{201}\text{Tl}$ .

Ces valeurs élevées s'expliquent par des valeurs d'activité recommandées importantes et par la double injection de radiotraceur qui est généralement réalisée pour l'interprétation de l'examen. En effet, pour les traceurs marqués au  $^{99m}\text{Tc}$ , on injecte le triple de l'activité de la 1<sup>ère</sup> injection pour distinguer la fixation du repos de celle de l'effort. Pour le  $^{201}\text{Tl}$ , l'élimination lente du traceur explique la dose efficace par unité d'activité élevée.

De plus, les patients ayant des problèmes de perfusion myocardique sont susceptibles d'avoir plusieurs examens au cours de leur vie. L'optimisation dosimétrique de cet examen revêt donc un intérêt majeur.

La version actualisée des recommandations EANM (33) indique que les caméras avec technologie CZT permettent de réduire le temps d'acquisition ou l'activité injectée, les recommandations relatives aux valeurs d'activité injectée sont publiées en 2019 (52). Ces dernières valeurs sont dans le Tableau 4.

Les doses efficaces correspondant à ces recommandations pour des examens d'effort et de repos sont présentées également dans le tableau 4, en considérant un patient de 70 kg.

	<sup>99m</sup> Tc-Sestamibi ou Tetrofosmin			<sup>201</sup> Tl
1 <sup>ère</sup> injection	2,5 à 3,5 MBq/kg (min 150 – max 300 MBq)		Effort	0,5 à 1,0 MBq/kg
2 <sup>ème</sup> injection	7,5 à 10,5 MBq/kg (max 900 MBq)		Redistribution	37 MBq (facultatif)
Dose efficace	5,3-7,5 mSv (Sestamibi)	5,0-7,0 mSv (Tetrofosmin)	Dose efficace	5,3-16,2 mSv

*Tableau 4: Recommandations EANM des activités injectées au patient pour un protocole 1 jour sur caméra à semi conducteur dédiée (52) et dose efficace associée.*

Du point de vue réglementaire, l'arrêté du 23 mai 2019 (53) fixant les niveaux de référence diagnostiques pour le protocole de scintigraphie myocardique en un jour ne distingue pas le type d'équipement. Les niveaux de référence diagnostique sont de:

- Pour les traceurs technétiés, 285 MBq pour la 1<sup>ère</sup> injection (3,7 MBq/kg), et 785 MBq (10,3 MBq/kg) pour la 2<sup>ème</sup> injection
- Pour le <sup>201</sup>Tl, 110 MBq pour la 1<sup>ère</sup> injection (1,4 MBq/kg) et 37 MBq pour l'injection de redistribution (0,5 MBq/kg)

Au-delà de ces valeurs publiées sur des documents réglementaires et des recommandations de société savante, l'optimisation est une démarche propre à chaque service.

En effet, réduire l'activité injectée dépend de la caméra, du type de patients et des contraintes de fonctionnement du service. Plusieurs choix sont à étudier :

a) Réduction de durée d'acquisition ou réduction d'activité administrée

Les activités administrées en scintigraphie myocardique n'entraînent pas de temps mort sur les détecteurs à semi-conducteurs. Donc, le nombre de coups détectés dans l'image dépend linéairement de l'activité administrée, aussi bien que du temps d'acquisition.

La sensibilité élevée permet de réduire l'un ou l'autre de ces paramètres ou bien les deux. Mais si le nombre de coups est équivalent d'un point de vue physique, une acquisition de durée réduite permet un meilleur confort pour le patient, et des artefacts de mouvement réduits. Les 1<sup>ères</sup> études sur les caméras à semi-conducteurs ont ainsi mis en avant des temps d'acquisition de l'ordre de 2 à 3 minutes avec une qualité d'image équivalente ou supérieure à celle d'acquisitions de 11 à 15 minutes réalisées sur des caméras standards (5,7,54,55). La durée d'acquisition est un paramètre déterminant de la démarche d'optimisation et est à prendre en compte pour le choix de l'activité injectée.

b) Prise en compte du poids du patient

Les anciennes recommandations pour ces examens sont des activités forfaitaires (51). Cependant, l'augmentation avec le poids du patient du volume de distribution du traceur, mais aussi de l'atténuation et de la diffusion, rend pertinente la proposition d'injecter une activité proportionnelle au poids du patient. Par exemple, une activité massique de 2,5 MBq/kg pour l'acquisition d'effort d'environ 7 min a été validée sur une caméra GE DNM530c, y compris pour des patients en surpoids (56). C'est également l'approche qui a été retenue par l'EANM pour les recommandations d'activité injectée pour les caméras cardiaques (52).

On peut également prendre en compte la corpulence des patients pour choisir la durée d'enregistrement. Dans certaines études il a été proposé d'augmenter la durée d'enregistrement en fonction l'indice de masse corporelle ( $IMC = \text{poids}/\text{taille}^2$ ). Ce paramètre a été utilisé pour atteindre au moins 700 kcoups avec la DSPECT pour des scintigraphies au Tc-99m (57) ou 1 million de coups avec la DNM530c pour des scintigraphies au  $^{201}\text{Tl}$  (58).

c) Réalisation de l'acquisition d'effort seule

L'amélioration de la qualité d'image apportée par les caméras CZT rend les images d'effort plus lisibles et plus interprétables que sur les caméras standards même lorsqu'elles sont faites à faible dose (59). Il devient possible, dès lors que l'examen d'effort ne présente pas d'anomalie, de se passer de l'examen de repos. Ceci nécessite donc que l'examen d'effort soit réalisé en premier. Cette possibilité pourrait concerner 50% des examens de repos (60) et pourrait permettre de réduire considérablement les activités injectées pour les traceurs technécies.

En effet, si l'examen d'effort est réalisé en premier, l'activité injectée au repos est le triple de l'activité injectée à l'effort. Ce protocole est particulièrement adapté aux patients présentant un risque faible à modéré d'insuffisance coronarienne, ce qui demande une sélection préalable des patients (61).

d) Choix du critère pour la validation de l'image acquise avec une activité réduite

Réduire l'activité injectée entraîne une diminution de la qualité d'image. Pour déterminer l'activité minimale permettant de conserver une qualité d'image suffisante, on peut utiliser plusieurs critères. Avant de réduire l'activité injectée, il est possible de simuler une réduction du nombre de coups et de visualiser l'impact sur la qualité d'image. Les caméras DNM530c et DSPECT permettent l'acquisition des données en mode liste et le réarrangement des données selon leur énergie et leur instant de détection. Cette possibilité permet de reconstruire des images avec une durée d'acquisition réduite pour évaluer les images avec un nombre de coups réduits (62). La qualité de ces images dont l'activité a été artificiellement réduite peut être comparée avec celle d'acquisitions réalisées sur des gamma-caméras standards avec une activité normale.

Les images de scintigraphie myocardique sont souvent interprétées de façon semi-quantitatives avec des indices de perfusion (appelés scores). Des indices volumiques comme le volume ventriculaire ou la fraction d'éjection du ventricule gauche peuvent également être extraits des images.



La comparaison de ces indices volumiques et de perfusion entre les images réalisées avec et sans réduction d'activité permet de déterminer le niveau de réduction d'activité à partir duquel les résultats deviennent moins précis.

Il est également possible de prendre une autre modalité comme référence (coronarographie pour les sténoses coronaires, échographie ou IRM pour les volumes et la fraction d'éjection du ventricule gauche) et de déterminer la précision diagnostique des images des scintigraphies faites avec une réduction d'activité.

Le tableau suivant (tableau 5), réalisé à partir de celui de l'équipe de L. Imbert (59) résume les caractéristiques de plusieurs études sur l'optimisation des activités injectées en scintigraphie myocardique d'effort et de repos en  $^{99m}\text{Tc}$ , effort et redistribution en  $^{201}\text{Tl}$ . Ces études portent toutes sur des protocoles en une journée.

La dose efficace indiquée dans le tableau a été recalculée en fonction des données du rapport SFPM n°33 (48). Quand la dose était variable en fonction du poids du patient, le poids du fantôme de référence ICRP a été utilisé (73 kg) (63).

Ces études permettent en moyenne de diviser l'activité injectée par 3 pour les traceurs au  $^{99m}\text{Tc}$  lors d'un protocole effort – repos complet. Une telle optimisation de la dose injectée, lorsqu'elle est couplée à la possibilité de ne pas faire d'examen de repos (images de stress effectuées en premier et ne montrant aucune anomalie) aboutit à une dose efficace moyenne d'environ 1 mSv pour cet examen (57).

<i>Etudes</i>	<i>N</i>	<i>% effort seul</i>	<i>% examens normaux</i>	<i>Traceur</i>	<i>Caméra</i>	<i>Activité injectée</i>		<i>Durée d'acquisition</i>	<i>E moyenne (mSv)</i>	<i>Figures de mérite pour la validation de la qualité d'image</i>	<i>Référence pour la validation de la qualité d'image</i>	<i>Qualité image</i>
Nkoulou 2011 (64)	50	0%	NA	<sup>99m</sup> Tc-Tetrofosmin	D-530	Effort Repos	320 MBq 320 MBq	5 min 5 min	4,4	Scores au repos, fixation dans les segments, fraction d'éjection et volumes	Image avec activité injectée de 960 MBq	
Duvall 2011 (60)	131	0%	NA	<sup>99m</sup> Tc-Sestamibi	D-530	Effort Repos	185 MBq 555 MBq	5-8min 3-5min	5,6	Scores de perfusion, fraction d'éjection et volume	Acquisition sur D-530 de 5 min, acquisition sur caméra standard de 15 min (27 patients)	x
Gimelli 2012 (65)	137	0%	NA	<sup>99m</sup> Tc-Tetrofosmin	D-530	Effort Repos	185-222 MBq 370-444 MBq	7min 6min	3,9-4,7	Scores de perfusion (courbes ROC), fraction d'éjection	Angiographie, ventriculographie	x
Perrin 2015 (66)	2845	37%	67%	<sup>99m</sup> Tc-Sestamibi	D-SPECT	Effort Repos	De 80/240 à 260/760 MBq selon la masse	7-8 min 3 min	3,7 Effort seul : 1	Scores de perfusion (sensibilité et spécificité)	Angiographie	
Oddstig 2013 (56)	150	NA	NA	<sup>99m</sup> Tc-Tetrofosmin	D-530	Effort Repos	2,5 MBq/kg 7,5 MBq/kg	475 s 285 s	4,5	Scores de qualité image, volumes et fraction d'éjection	Images acquises sur D-530 avec 3 MBq/kg (400s/240s) et 4 MBq/kg (300s/180s)	x
Sharir 2016 (67)	156	18%	47%	<sup>99m</sup> Tc-Sestamibi	D-SPECT	Effort Repos	De 185/555 à 370/925 MBq selon la masse		5,2 Effort seul : 1,2	Scores de perfusion, TPD (Courbes ROC)	Angiographie	x
Van Dijk 2018 (68)	1255	NA	70% 45% (effort seul)	<sup>99m</sup> Tc-Tetrofosmin	D-530	Effort Repos	2.25 MBq/kg 460 MBq	8 min 6 min	4,4 Effort seul : 1,1	Score de qualité image +fixation dans 17 segments, fraction d'éjection, volume	Comparaison avec une cohorte acquise avec 370 /740 MBq (effort/repos)	
Songy 2012 (69)	137	NA	51%	<sup>201</sup> Tl	D-530	Effort Redistribution	1,1 MBq/kg -	5-7min	12,1	Nb d'artefacts	Acquisition sur caméra conventionnelle	x
Kincl 2016 (58)	124	NA	NA	201-Tl	D-530	Effort Redistribution	0,5 MBq/kg pas de réinjection	10min 13min	5,5	Scores de qualité d'image, nb coups > 1M	-	x

Tableau 5 : Présentation des études portant sur l'optimisation des activités injectées en scintigraphie myocardique d'effort et de repos (protocole 1 jour) en <sup>99m</sup>Tc, effort et redistribution en <sup>201</sup>Tl.

#### 4. Contrôles de qualité sur caméras CZT

A ce jour, aucune décision réglementaire concernant les caméras à semi-conducteurs dédiées n'a été publiée par l'ANSM. Les contrôles de qualité présentés ci-après sont ainsi les contrôles actuellement réalisés selon les procédures constructeurs à savoir les contrôles quotidiens et les contrôles réalisés à l'installation.

##### 4.1 Caméra Discovery NM530c

Chaque détecteur est calibré en énergie et en uniformité au moyen d'une source plane homogène de Cobalt 57.

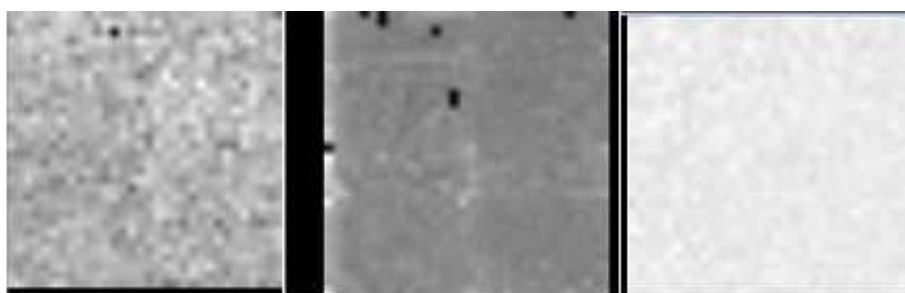


Figure 18 : Images de calibration en énergie, d'uniformité et image après corrections.

Le contrôle de qualité quotidien de la caméra DNM 530c consiste en une vérification de l'uniformité, de la spectrométrie et des pixels défectueux de l'image (« bad pixels »).

La source utilisée est une source spécifique, plane carrée de Cobalt 57 ( $^{57}\text{Co}$ ). Sa surface physique est de 29,2 x 29,2 cm<sup>2</sup> et sa surface active de 25,4 x 25,4 cm<sup>2</sup> (Radcal BM55-20 ou Eckert & Ziegler A 3536), son activité initiale est de 740 MBq. Le porte-source est fourni par le constructeur.

Les 19 détecteurs sont regroupés par groupe appelés triplet pour l'affichage des résultats. La caméra contenait à sa conception 27 détecteurs. Dans la version commerciale (Tableau 6), les triplets pairs ne contiennent qu'un détecteur. La numérotation initiale a été conservée.

<b>Triplet 1</b>	<b>Triplet 2</b>	<b>Triplet 3</b>	<b>Triplet 4</b>	<b>Triplet 5</b>	<b>Triplet 6</b>	<b>Triplet 7</b>	<b>Triplet 8</b>	<b>Triplet 9</b>
1		3		5		7		9
10	11	12	13	14	15	16	17	18
19		21		23		25		27

Tableau 6 : Indexation des 19 détecteurs de la caméra selon les triplets.

La caméra est positionnée avec les détecteurs vers le haut. On place la source plane dans le porte-source dans les 3 positions prédéfinies (Figure 19). Ces 3 positions permettent de couvrir l'intégralité des détecteurs.

<b>Position de la source</b>	<b>Triplets contrôlés</b>
1	1, 2, 3, 4
2	5, 6
3	7, 8, 9

Tableau 7 : Numéros de triplets contrôlés en fonction du positionnement de la source de Cobalt57 pour la réalisation du contrôle de qualité quotidien.



Figure 19 : Porte source placée sur l'arceau de la caméra et positions de la source plane 1, 2 et 3 pour la réalisation du contrôle quotidien.

Cependant, cette disposition ne permet pas d'exposer tous les détecteurs à un flux uniforme de photons de  $^{57}\text{Co}$ . Le calcul d'uniformité se fait en comparant la réponse du système multi-sténopé aux 3 positions de la source plane de  $^{57}\text{Co}$  avec le modèle de réponse du système au flux de photons provenant des 3 positions de la source. Cette modélisation est décrite dans l'article de Jansen et al. (17). Pour se rapprocher de la définition NEMA de l'uniformité intégrale, chaque projection est ré échantillonnée en regroupant 4 pixels voisins sans lissage de données, formant ainsi des 'super'-pixels de dimensions 5 mm. La totalité de la surface de détection est analysée pour le calcul de l'uniformité à partir des valeurs min et max des super pixels. L'indice d'uniformité du détecteur est lié à l'exactitude de la correction du flux incident, à la statistique de comptage et aux variations de réponse notamment de température et d'hygrométrie des détecteurs.

La figure 20 compare les indices d'uniformité pour les 8 détecteurs éclairés en position 1 avec des statistiques totales d'acquisition variant de 5 à 35 millions d'événements pour étudier l'influence de la statistique de comptage sur l'uniformité. Les indices à 17,8 millions d'évènements (conditions du contrôle quotidien) et 35 millions d'événements ont été moyennés pour chaque détecteur sur 5 contrôles consécutifs. On note une variabilité inter-détecteurs importante de la valeur de l'indice d'uniformité..

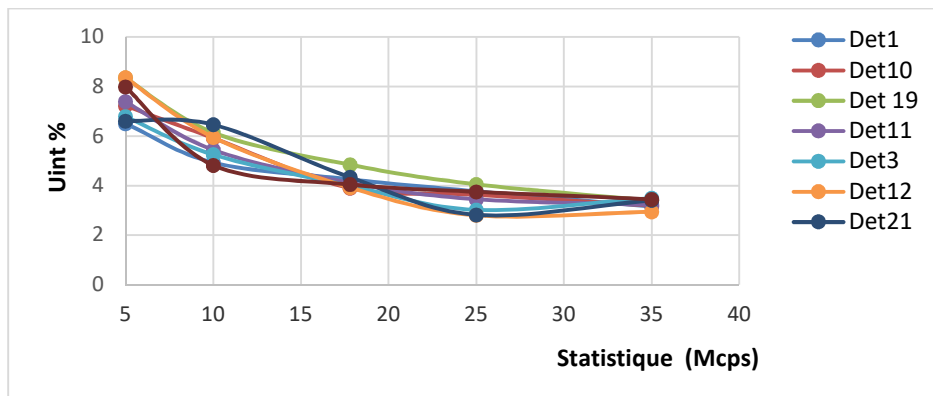


Figure 20 : Variations de l'uniformité intégrale pour les détecteurs des triplets 1 à 4 en fonction de la statistique totale de comptage en position 1 de la source de Cobalt 57 (Figure 19, à gauche).

Le contrôle de qualité quotidien consiste en une acquisition sur la fenêtre d'énergie du  $^{57}\text{Co}$  ( $122 \text{ keV} \pm 10\%$ ). Les conditions d'arrêt sur tous les détecteurs varient selon la position de la source (17800 kcoups pour la position 1, 7500 kcoups pour la position 2, 10700 kcoups pour la position 3).

A partir de ces images, le système vérifie pour chaque détecteur :

- l'uniformité ;
- la position du pic photoélectrique détecté ;
- la largeur à mi-hauteur du pic photoélectrique ;

Les mauvais pixels sont également décomptés, non seulement leur nombre mais également s'ils sont adjacents, la taille du groupe de mauvais pixels et leur localisation au centre du détecteur (zone primaire) ou à la périphérie (zone secondaire) (Figure 21):

- nombre de mauvais pixels ou « bad pixels » centraux (inférieur à 30 pixels) ;
- taille maximale du groupe dans la zone primaire (inférieur à 8 pixels) ;
- taille maximale du groupe dans la zone secondaire (inférieur à 16 pixels) ;

Le nombre de détecteurs pour lesquels la taille du groupe de mauvais pixels est supérieure à 7 est évalué ainsi que le niveau de bruit.

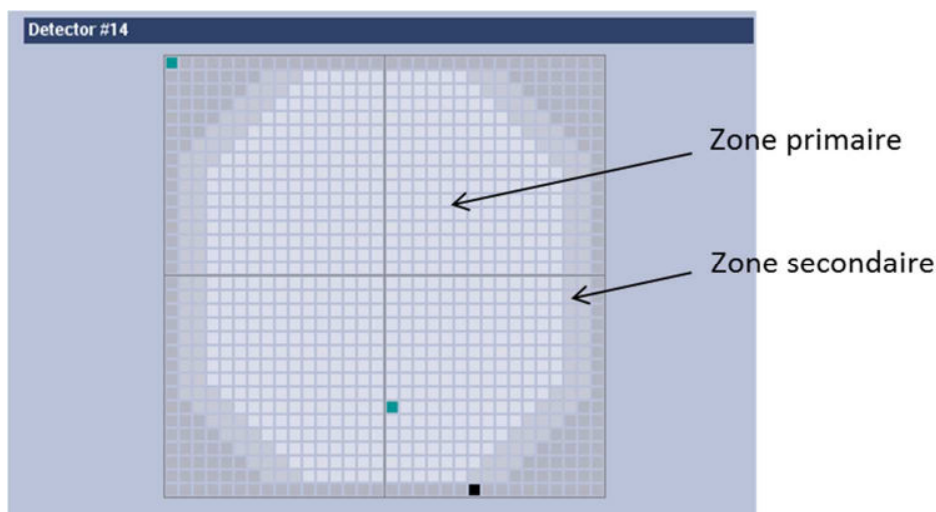


Figure 21 : Représentation des zones primaire (au centre du détecteur) et secondaire (en périphérie). Les pixels en couleur représentent les pixels hors tolérance.

Lors de la procédure, le système teste d'autres paramètres qui peuvent influencer la qualité d'image : alimentation électrique haute et basse tension, vérification de l'indexation des détecteurs. Pour chaque détecteur, les tolérances sont:

- pic d'absorption totale compris entre 120,5 et 123,5 keV ;
- résolution en énergie inférieure à 7% ;
- uniformité inférieure à 7% ;

En cas d'échec du contrôle quotidien, l'utilisateur doit réaliser un « contrôle de qualité périodique », qui consiste en :

- une acquisition de bruit de fond permettant de déterminer les pixels affectés par le bruit (« noisy » pixels) ;
- 3 acquisitions correspondant aux 3 positions de la source de Co-57, avec des conditions d'arrêt en nombre de coups environ 3 fois supérieures à celle du contrôle quotidien ;
- une mise à jour de la carte de correction en énergie de tous les détecteurs et de la carte des pixels défectueux ;
- une acquisition similaire à l'acquisition de contrôle quotidien pour la vérification de la qualité des corrections.

## 4.2 Caméra DSPECT

Le contrôle de qualité quotidien de la caméra DSPECT consiste en une vérification de l'uniformité, de la spectrométrie et des pixels défectueux de l'image. La source utilisée est une source linéaire de Cobalt 57 ( $^{57}\text{Co}$ ) de type MED3614 (Eckert & Ziegler), d'activité nominale 444 MBq, de longueur totale 295 mm et de dimension active 260 mm. Le bras et le support de source permettant de fixer la source linéaire au centre du champ de vue (Figure 22) sont fournis par le constructeur.

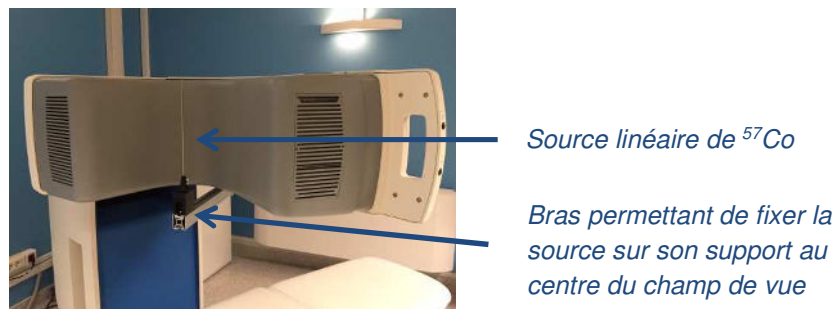


Figure 22 : Positionnement de la source de Cobalt 57 pour la réalisation du CQ quotidien.

L'acquisition consiste à acquérir 240 projections par détecteur avec un critère d'arrêt d'environ 28 Mcoups. La fenêtre en énergie utilisée est centrée sur le pic d'absorption totale du Cobalt 57 (122 keV) avec une largeur égale à  $\pm 10\%$ . Les détecteurs effectuent un mouvement de rotation autour de leur axe central pour enregistrer 120 projections puis effectuent un mouvement de translation pour acquérir de nouveau 120 projections. A la fin de l'acquisition, on observe les 9 panorammes correspondant à chacun des 9 détecteurs (Figure 23).

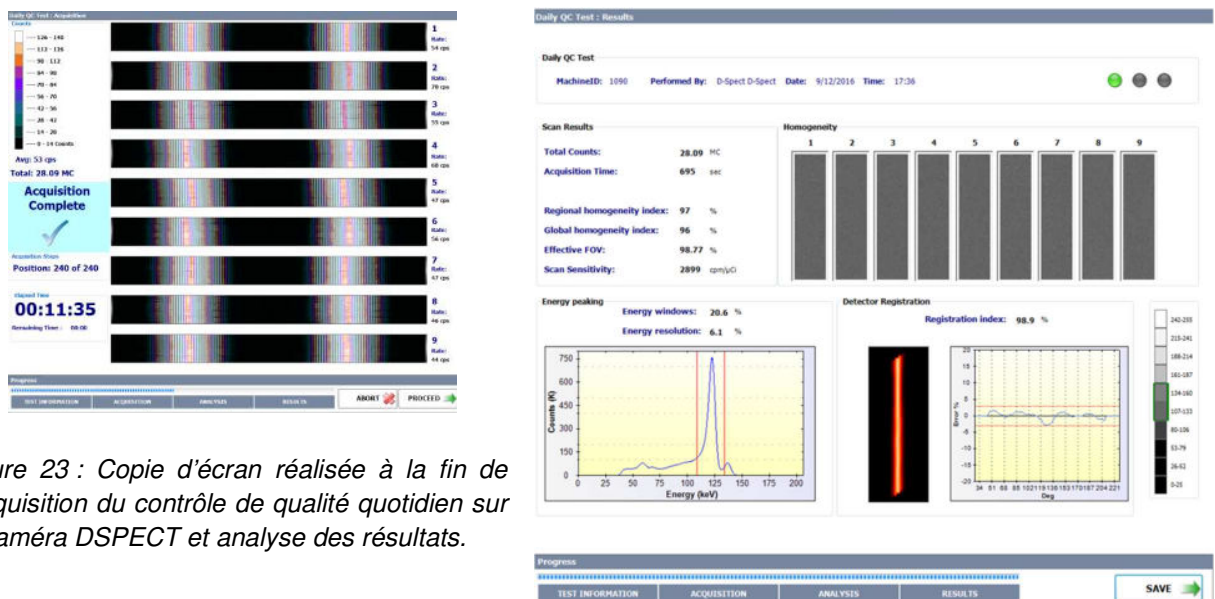


Figure 23 : Copie d'écran réalisée à la fin de l'acquisition du contrôle de qualité quotidien sur la caméra DSPECT et analyse des résultats.

Les paramètres relevés lors du CQ quotidien sur la caméra DSPECT sont notamment :

- la sensibilité de détection ;
- la résolution en énergie et la largeur de la fenêtre spectrométrique ;
- la carte d'intensité des pixels présents sur chacun des 9 détecteurs ;
- le paramètre « detector registration » permettant de vérifier l'angle de rotation effectif de chacun des détecteurs par rapport à la valeur attendue. Cet indice donne une information sur l'uniformité selon la direction verticale (homogénéité du sinogramme) et correspond pour chaque colonne, à l'écart entre la sensibilité mesurée et la sensibilité attendue. Les limites de tolérance définies par le constructeur sont de  $\pm 4\%$  ;

- les pourcentages d'uniformités régionale et globale :

L'**uniformité régionale** pour un détecteur x est calculée selon la formule suivante :

$$Uniformité\ régionale_{détecteur\ x}(\%) = 100 \times \frac{Max - Min}{Max + Min} \quad Equation\ 19$$

Cet indice doit être compris entre 85 et 100%.

L'**uniformité globale** pour un détecteur x est obtenue à partir des valeurs d'uniformité différentielle suivant les lignes X et les colonnes Y du détecteur :

- Pour l'ensemble des lignes d'un détecteur en déterminant la plus grande différence entre 2 pixels voisins sur une série de 3 pixels continus, l'uniformité différentielle selon la direction X est calculée selon la formule suivante :

$$Uniformité\ différentielle_x(\%) = 100 \times \frac{X_{Max} - X_{Min}}{X_{Max} + X_{Min}} \quad Equation\ 20$$

- Pour l'ensemble des colonnes d'un détecteur en déterminant la plus grande différence entre 2 pixels voisins sur une série de 3 pixels continus, l'uniformité différentielle selon la direction Y est calculée selon la formule suivante :

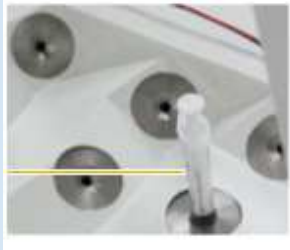
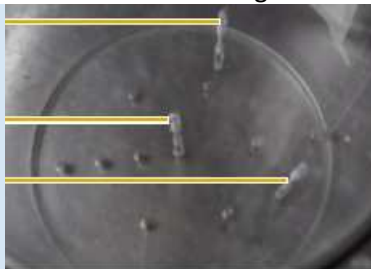

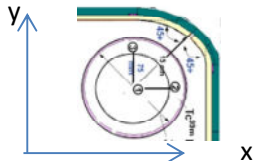
$$Uniformité\ différentielle_y(\%) = 100 \times \frac{Y_{Max} - Y_{Min}}{Y_{Max} + Y_{Min}} \quad Equation\ 21$$

La procédure est répétée pour chacun des 9 détecteurs, la valeur minimale obtenue est reportée, celle-ci doit être comprise entre 70 et 100%.

### 4.3 Tests d'acceptance des caméras CZT

Ce paragraphe a pour objectif de présenter de manière synthétique, les tests d'acceptance définis par chacun des constructeurs réalisés, après installation de la caméra (Tableau 8). En l'absence de réglementation, les résultats de ces contrôles peuvent servir de valeurs de référence pour le suivi des performances au cours du temps.



DNM 530c	Résolution en énergie	Résolution spatiale tomographique	Sensibilité système	Taux de comptage						
Prérequis	Autocalibrage des détecteurs et contrôle qualité quotidien (source plane de Co57) – Enregistrement de la position du pic Ei γ (Co57)									
Source	Source pseudo ponctuelle 0,1mL <sup>99m</sup> Tc (4 MBq)	Cylindre NEMA NU1 Trois sources sphériques <sup>99m</sup> Tc > 740 MBq chacune coplanaires positionnées sur l’axe et à 75 mm selon 2 axes orthogonaux	Seringue 2-3 mL de 40 MBq de <sup>99m</sup> Tc mesurée avec un activimètre étalonné ( <i>A<sub>mes</sub></i> [MBq], <i>t<sub>mes</sub></i> )	Seringue 2-3 mL de 1000 MBq de <sup>99m</sup> Tc ( <i>A<sub>mes</sub></i> [MBq], <i>t<sub>mes</sub></i> )						
Positionnement										
	Insertion de la seringue dans l’ouverture de chaque sténopé (19 mesures)		Centrage dans le champ de vue à partir des projections (source surélevée du lit d’examen de 8-10 cm)	Positionnement au centre du champ de vue à la position précédente (électronique saturée empêchant la vérification de la position de cette source).						
Enregistrement	Pour chaque détecteur <i>i</i> : Ei γ ( <sup>99m</sup> Tc), LMHi ( <sup>99m</sup> Tc )	Acquisition : 5 min Reconstruction : voxel 2mm, 250 itérations, pas de régularisation ni de filtre	Durée de comptage, <i>t<sub>examen</sub></i> , statistique de comptage <i>N</i> , Activité au démarrage de l’examen <i>A<sub>corr</sub></i> [MBq], <i>S</i> (c/MBq)= <i>N</i> / <i>t<sub>examen</sub></i> * <i>A<sub>corr</sub></i> * 1000	Déterminer l’activité (~800 MBq) à partir de laquelle le taux de comptage <i>R</i> est non nul (absence de saturation) et enregistrer le taux de comptage <i>R<sub>obs</sub></i> toutes les 2 h pendant 12h						
Analyse	<i>Ri</i> % = LMHi / Eiγ* (Ei γ (Tc99m)-Ei γ (Co57))/ (140,5 -122,1)*100, <i>i</i> variant de 1 à 19 Pour le système <i>R</i> % = Σ <i>Ri</i> /19	<table border="1"><tr><td>Central [mm]</td><td>(X1 +Y1)</td></tr><tr><td>Tangential [mm]</td><td>(X2 +Y3)</td></tr><tr><td>Radial [mm]</td><td>(X3 +Y2)</td></tr></table>	Central [mm]	(X1 +Y1)	Tangential [mm]	(X2 +Y3)	Radial [mm]	(X3 +Y2)		Taux de comptage incident extrapolé de la dernière mesure <i>R<sub>obs,final</sub></i> = <i>R<sub>inc,final</sub></i> pour <i>A<sub>fin</sub></i> [MBq] A chaque mesure (activité <i>Ai</i> ) : le taux incident <i>Rinc<sub>i</sub></i> ]= <i>R<sub>final</sub></i> * <i>Ai</i> / <i>A<sub>fin</sub></i> Relation <i>Robs</i> ( <i>Rinc</i> )
Central [mm]	(X1 +Y1)									
Tangential [mm]	(X2 +Y3)									
Radial [mm]	(X3 +Y2)									
Spécifications	≤6,2 %	<i>C</i> ≤ 6,5 mm ; <i>T</i> ou <i>R</i> ≤ 4,7 mm	<i>S</i> ≥ 460 coups/MBq	<i>R<sub>max</sub></i> ≥ 370 kc/s						


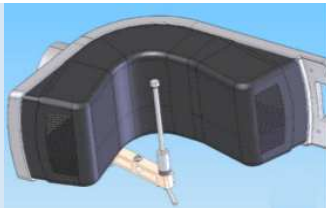
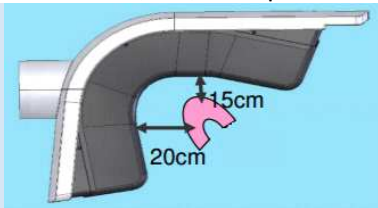

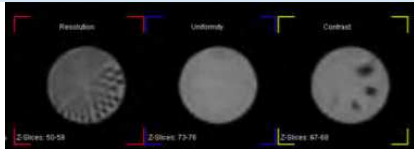
DSPECT	Uniformité	Taux de comptage	Qualité image / Fantôme cœur	Résolution spatiale tomographique
<b>Prérequis</b>			<b>Daily QC</b>	
<b>Source</b>	Tube remplissable d'une solution homogène de $^{99m}\text{Tc}$ d'activité $1110 \pm 74$ MBq ou $^{201}\text{Tl}$ ou $^{57}\text{Co}$	Tube remplissable d'une solution homogène de $^{99m}\text{Tc}$ d'activité $1110 \pm 74$ MBq	Fantôme cardiaque avec insert de 2 cm permettant de simuler un défaut Paroi homogène remplie de $18,5 \pm 3,7$ MBq	Fantôme Jaszczak Deluxe rempli de $222 \pm 37$ MBq en $^{99m}\text{Tc}$ ou $^{201}\text{Tl}$
<b>Positionnement</b>				
	Support vissé sous la tête de détection et source positionnée au centre du champ de vue	Support vissé sous la tête de détection et source positionnée au centre du champ de vue	Fantôme cœur placé au centre du champ de vue	Fantôme Jaszczak placé sur le support « dédié » monté sur le bras
<b>Enregistrement</b>	~ 30000 coups/pixel	$T_{\text{acquisition}}$ , activité Nombre de coups mesurés	Acquisition perfusion MIBI Temps d'enregistrement : 2 min	32 Millions coups
<b>Analyse</b>	Analyse visuelle : Nombre de pixels « en défaut » et profils d'uniformité	Uniformité Taux de comptage Paramètre « detector registration »	Analyse visuelle QPS (Cedars-Sinai): coupes orientées selon les 3 axes + bull eyes	 Analyse visuelle : résolution spatiale (coupe reconstruite épaisseur 5 cm) Analyse visuelle : uniformité sur coupe reconstruite épaisseur 2 cm Analyse quantitative : contraste déterminé sur 4 sphères visibles
<b>Spécifications</b>	Pixels en défaut désactivés Image homogène sur chacun des détecteurs	Uniformité $\pm 4\%$	Aucun défaut visible sur les coupes petit-axe, grand axe vertical et grand axe horizontal	Stdev < 5% Contraste > 50% sur 2 sphères de + grand $\varnothing$ et < 50% sur autres sphères

Tableau 8 : Mesures des performances sur les caméras à semi-conducteurs dédiées : DNM 530c et DSPECT.

#### 4.4 Position des caméras CZT par rapport à la décision ANSM du 25/11/08

La réglementation actuelle (Décision ANSM 25 novembre 2008) paru au JO du 12/12/2008 concerne les installations de médecine nucléaire à visée diagnostique, s'applique aux caméras à scintillations et par conséquent, les caméras à semi-conducteurs ne sont pas concernées par cette décision. De plus, les tests proposés dans cette décision sont difficilement applicables du fait d'une géométrie de détection particulière et nécessite une utilisation de fantômes et de sources adaptés.

Point de la décision	DNM 530c	DSPECT
6. 1. <i>Etat fonctionnel du système</i>	Procédure constructeur	Inspection visuelle
6. 2. <i>Uniformité de réponse, spectrométrie et concordance des taux de comptage</i>	Indices d'uniformité Spectrométrie	Indices d'uniformité Spectrométrie Sensibilité globale
6. 5. <i>Résolution intrinsèque en énergie</i>	Mode extrinsèque	Mode extrinsèque
6. 7. <i>Variation angulaire de spectrométrie</i>	Non applicable : Détecteurs stationnaires Cependant 2 positions de statif en décubitus ventral ou décubitus dorsal	Possibilité de réaliser des acquisitions avec ≠ positions de la tête de détection
6. 8. <i>Vitesse de rotation en mode continu</i>	Non applicable	Indice "registration index"
6. 9. <i>Qualité image en mode tomographique</i>	Pas de fantôme constructeur Pas d'utilisation possible de fantômes cylindrique (type Jaszczak) ou thoracique : artefact de troncature en bord de champ	Pas de fantôme constructeur, utilisation du fantôme Jaszczak possible

Tableau 9 : Applicabilité aux caméras CZT de la décision ANSM du 25 novembre 2008 relative au contrôle qualité des installations de médecine nucléaire à visée diagnostique.

#### 4.5 Proposition du groupe de travail concernant la réalisation des CQ sur caméras CZT dédiées

Comme mentionné précédemment, aucun texte réglementaire décrit les modalités de contrôle de qualité des caméras à semi-conducteurs dédiées à la cardiologie nucléaire. Actuellement, chaque constructeur réalise un ensemble de tests d'acceptance avant la première utilisation clinique (cf. paragraphe 4.3).

D'autre part, un document CEI (70) est en cours d'élaboration depuis 2016 mais il n'est à ce jour pas finalisé (en cours de révision). De plus, un certain nombre de contrôles proposés dans ce document ne sont pas réalisables notamment parce que les constructeurs n'ont encore développé d'outils permettant d'enregistrer et d'analyser les résultats obtenus.

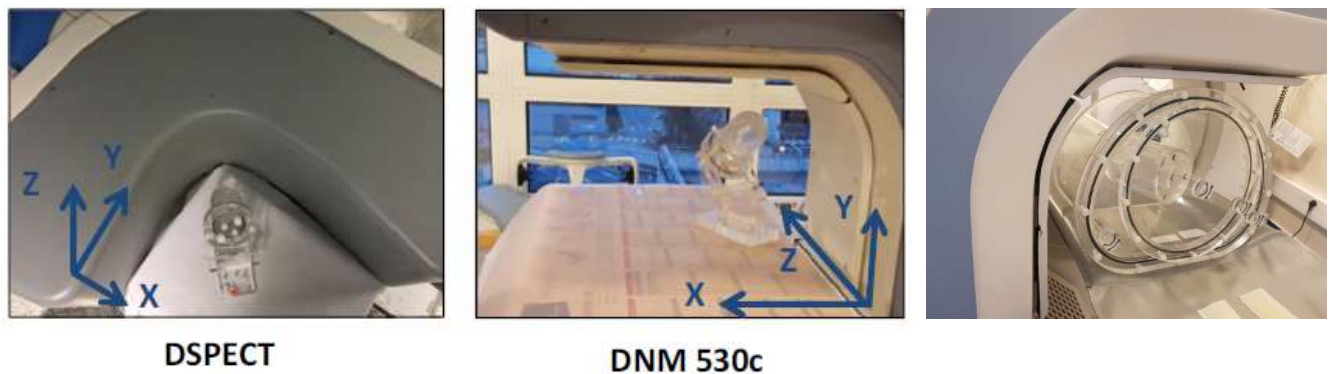
En tenant compte de ces différents éléments, le groupe de travail SFPM propose de réaliser (à minima) les contrôles suivants :

Tests d'acceptance selon le protocole défini par chacun des constructeurs ;

Contrôle quotidien permettant notamment de vérifier l'uniformité de réponse de la matrice CZT, la résolution en énergie globale du système ainsi que le taux de comptage. Selon le constructeur, d'autres paramètres seront mesurés (cf. paragraphes 4.1 et 4.2) ;

Contrôle annuel permettant d'évaluer la qualité d'image en mode tomographique avec un insert cardiaque dont la paroi est remplie d'une solution homogène de  $^{99m}\text{Tc}$ .

Ce fantôme doit être placé au centre du champ de vue dans l'air ou en présence d'un milieu diffusant pour les centres possédant un fantôme thoracique (Figure 24).



*Figure 24: Positionnement d'un insert cardiaque dans l'air pour les caméras DSPECT et DNM 530c (71) ou inséré dans un fantôme de type « thorax » en présence de milieu diffusant.*

A partir de cette acquisition, détermination de la sensibilité de détection en mode tomographique, analyse visuelle des images reconstruites selon les 3 axes (petit-axe, grand axe horizontal et grand axe vertical) à la recherche d'artefacts.

Il est également possible, à partir de cet enregistrement, de déterminer des paramètres de qualité d'image tels que ceux précédemment introduits (cf. paragraphe 3.1).

## 5. Applications cliniques des caméras CZT cardiaques

### 5.1 Tomoscintigraphie de perfusion myocardique

La tomoscintigraphie myocardique est un examen de référence pour le diagnostic et le suivi de la maladie coronarienne. Cette modalité d'imagerie non invasive permet de localiser la répartition du radiotraceur au sein du myocarde. L'interprétation de l'examen consiste à déceler les territoires ayant un déficit relatif de fixation et donc de perfusion myocardique (ischémie myocardique et infarctus du myocarde). Cette évaluation de la perfusion myocardique relative peut être réalisée au repos et/ou après un test de provocation d'ischémie myocardique (stress pharmacologique ou épreuve d'effort) ou au décours immédiat d'un épisode aigu à partir des acquisitions planaires ou le plus souvent tomographiques (TEMP) (72).

Les anomalies de perfusion observées sur les examens d'effort et de repos révèlent l'existence d'un infarctus alors que les défauts de perfusion visibles uniquement à l'effort sont caractéristiques d'une ischémie. Les acquisitions tomographiques synchronisées à un signal électrocardiographique (ECG) permettent l'évaluation simultanée de la perfusion et de la cinétique segmentaire et globale du ventricule gauche (VG).

#### Présentation des traceurs

Les traceurs utilisés pour effectuer une scintigraphie myocardique sont les agents technétiés (Sestamibi ou Tétrofosmine marqués au  $^{99m}\text{Tc}$ ), et le thallium 201 dont les principales caractéristiques sont présentées dans le tableau ci-dessous.

	<b>Radiopharmaceutiques technétiés</b>	<b>Thallium 201</b>
Indications cliniques	Perfusion	Perfusion et viabilité
Production	Générateur	Cyclotron (coût élevé)
Période radioactive	6 h	73 h
Energie des principaux rayonnements	$E_{\gamma} = 140,5 \text{ keV}$	$E_{\text{x}} = 71 \text{ keV (47\%)}$ $E_{\gamma} = 167 \text{ keV (10\%)}$

Tableau 10 : Caractéristiques des radiotraceurs utilisés en tomoscintigraphie de perfusion myocardique.

Après injection par voie intraveineuse, le radiotraceur est capté par le myocarde proportionnellement au débit sanguin myocardique régional. La fixation myocardique des agents technétiés et du  $^{201}\text{Tl}$  dépend du flux sanguin coronaire local et de la viabilité des cellules myocardiques. Les cellules nécrosées ne fixent pas les traceurs de la perfusion myocardique.

Les agents technétiés sont des molécules cationiques et lipophiles. Elles sont captées en forte proportion par les myocytes lors de leur premier passage : la distribution du traceur reflète alors la perfusion myocardique au moment de l'injection (73).

La concentration tissulaire de ces traceurs reste constante de telle sorte que leur activité peut être enregistrée même après plusieurs heures, contrairement au thallium 201, d'où une plus grande souplesse d'utilisation. Ils apportent également une meilleure qualité d'image notamment pour les patients en surpoids. Cependant, leur extraction myocardique est faible (30 à 40% lorsque le débit coronaire est maximal) et ils s'accompagnent d'une fixation digestive parasite qui peut être importante.

Le thallium 201, est un analogue du potassium utilisé seul sans association à une molécule vectrice. Son extraction au premier passage est bonne (80% lorsque le débit coronaire est maximal), et il n'entraîne pas de problème de fixation digestive parasite. Il s'agit donc d'un très bon traceur de la perfusion myocardique. Néanmoins, la faible énergie du rayonnement émis peut poser certains problèmes de qualité d'image notamment pour les patients obèses où l'atténuation est importante. De plus, ce traceur subit un mécanisme de redistribution qui commence 10 à 15 minutes après l'injection et qui tend à diminuer le contraste entre les zones saines et les zones mal perfusées. Les images doivent donc être enregistrées très rapidement après l'effort (< 30 minutes). Les cellules myocardiques viables vont toutefois retenir le  $^{201}\text{Tl}$ , même si elles sont hypoperfusées, ce qui fait du  $^{201}\text{Tl}$  un traceur de la viabilité myocardique (temps post-injection > 4h).

La dose efficace reçue par le patient est plus importante pour un examen réalisé au  $^{201}\text{Tl}$  qu'avec les traceurs marqués au  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (cf paragraphe 3.2.).

#### Déroulement de l'examen : acquisition des images

L'examen de tomoscintigraphie de perfusion myocardique est toujours associé à une épreuve de « stress » pouvant être un effort physique ou un stress pharmacologique ayant pour conséquence une augmentation du flux sanguin coronaire. Une épreuve mixte associant un test pharmacologique et un test d'effort peut également être effectuée notamment pour les patients étant dans l'incapacité de réaliser un test d'effort (74).

- Effort physique

L'épreuve d'effort est réalisée sur une bicyclette ou un tapis roulant sur lesquels le patient est amené à réaliser un effort maximal, défini par une fréquence cardiaque égale à au moins 85% de la fréquence maximale théorique ( $220 - \text{âge}$ ). Cet effort physique entraîne indirectement une augmentation du flux sanguin coronaire par augmentation de la consommation d'oxygène du myocarde. L'injection intraveineuse du radiotracer est réalisée au maximum de l'effort.

- Tests pharmacologiques

Une épreuve de « stress » pharmacologique peut être envisagée lorsque le patient ne peut réaliser un effort ou que l'effort est contre-indiqué. Le stress pharmacologique peut être induit par une perfusion de dipyridamole, d'adénosine ou de dobutamine. Le dipyridamole et l'adénosine agissent par un puissant effet vasodilatateur coronaire augmentant le débit coronaire sans modification notable du travail cardiaque ou de la consommation d'oxygène du myocarde.

- Protocoles d'acquisition

Plusieurs protocoles d'acquisition existent pour réaliser une tomoscintigraphie myocardique de perfusion. Ils varient selon les pratiques habituelles de chaque service et en fonction du radiotraceur utilisé.

Pour les traceurs technétiés, les acquisitions d'effort et de repos peuvent être réalisées sur 1 jour (stress puis repos ou repos puis stress) ou sur 2 jours (effort un jour, repos le jour suivant). Les acquisitions d'effort et de repos sont généralement réalisées sur une journée pour le  $^{201}\text{Tl}$ , mais une acquisition à 24h permet d'évaluer la viabilité myocardique. Lorsque les patients ont une faible probabilité d'insuffisance coronarienne et que l'acquisition de stress est interprétée comme étant normale, l'acquisition de repos n'est généralement pas réalisée (66).

L'acquisition scintigraphique d'effort est débutée 15 minutes environ après l'épreuve de stress (physique, pharmacologique ou mixte). Un délai de 4 heures entre les acquisitions d'effort et de repos est généralement recommandé (Figure 25). Dans les protocoles en un jour, l'acquisition au repos est effectuée 1 heure après réinjection, avec selon les recommandations de l'EANM une activité 3 fois supérieure à l'activité injectée à l'effort pour les traceurs au  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (paragraphe 3.2, tableau 4) et une activité de 37 MBq pour le  $^{201}\text{Tl}$ . Les enregistrements tomographiques sont synchronisés à l'ECG afin d'analyser la perfusion myocardique et la contraction du muscle cardiaque.

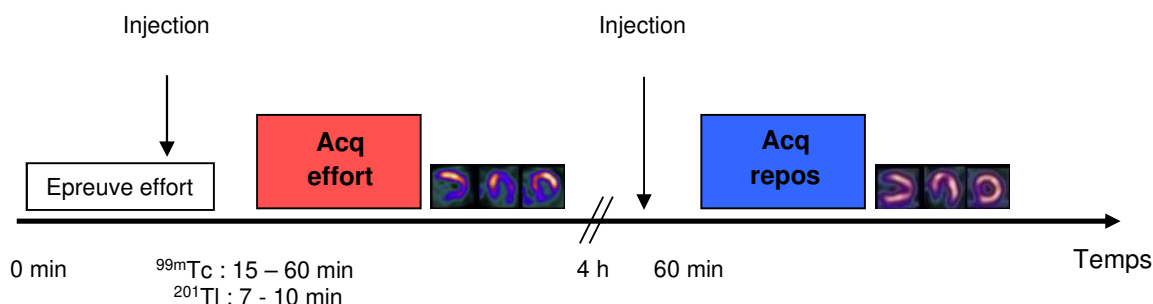


Figure 25 : Protocole d'acquisition 1 jour effort/repos.

- Traitement et reconstruction des images

L'ensemble du processus de traitement est standardisé de manière à pouvoir comparer chaque examen. Un contrôle de qualité, visualisable après l'acquisition, permet de vérifier l'absence de mouvements (sinogramme, linogramme), la qualité de la synchronisation cardiaque et la présence éventuelle d'atténuation ou d'activité digestive pouvant générer des artefacts sur les images reconstruites.

La reconstruction tomographique est réalisée avec les méthodes de reconstruction décrites dans le paragraphe n°2 (algorithmes de reconstruction itérative). Un filtre est également ajouté afin d'obtenir un meilleur compromis entre le bruit présent sur les images et la résolution spatiale.

La reconstruction en 16 phases à partir d'une acquisition synchronisée à l'ECG permet une détermination plus précise de la fraction d'éjection du ventricule gauche par rapport à une reconstruction 8 phases. L'inconvénient majeur est lié à la présence de bruit sur les images, ce qui est dû à une statistique de comptage faible sur chaque phase du cycle cardiaque (75,76).

Les images reconstruites sont généralement orientées selon 3 axes : petit axe, grand axe horizontal et grand axe vertical, afin de visualiser le myocarde dans son ensemble (Figure 26). Les réorientations entre les images de stress et de repos doivent être identiques pour pouvoir les comparer.

La normalisation des images permet de rapporter la valeur de chaque pixel par rapport à la valeur du pixel le plus intense contenu dans le ventricule gauche. Chaque pixel est exprimé en pourcentage d'intensité par rapport au maximum. Cette étape permet de comparer plusieurs séries de données entre elles (77).

L'affichage des coupes reconstruites est effectué selon 3 séries de coupes jointives correspondant aux 3 axes : petit axe, grand axe vertical et grand axe horizontal, afin de visualiser le myocarde dans son ensemble.

- Interprétation des images

Une analyse visuelle des coupes correspondant à la perfusion (acquisition non synchronisée à l'ECG) permet de détecter d'éventuels défauts de fixation selon les 3 axes. L'utilisation d'une échelle de couleurs adaptée (et choisie par les médecins nucléaires) permet de les qualifier (suspect, modéré, sévère...). Si les images de perfusion ne présentent pas de défaut, la perfusion est considérée comme normale.

Dans le cas où la distribution myocardique du traceur à l'effort présente un défaut, les coupes reconstruites de l'acquisition au repos sont comparées aux images précédentes. Si le défaut de fixation présent à l'effort n'apparaît plus sur les images du repos, il s'agit d'un signe évocateur d'ischémie ; si le défaut de perfusion persiste au repos (défaut non réversible), il s'agit d'un signe évocateur d'infarctus.

L'enregistrement tomographique synchronisé à l'ECG permet l'analyse de la contractilité des parois du myocarde et apporte une information supplémentaire sur les volumes du ventricule gauche et la fraction d'éjection ventriculaire (FEVG). Ces valeurs sont automatiquement calculées avec des logiciels tel que QGS® (Quantitative Gated SPECT) qui a été développé par le centre de cardiologie du Cedars-Sinai (Los Angeles, Etats-Unis) (75,76). Une analyse visuelle semi-quantitative du ventricule gauche permet de quantifier l'étendue des lésions. Le modèle 17 segments (78) divise le ventricule gauche en 17 segments comme l'illustre la figure 26.



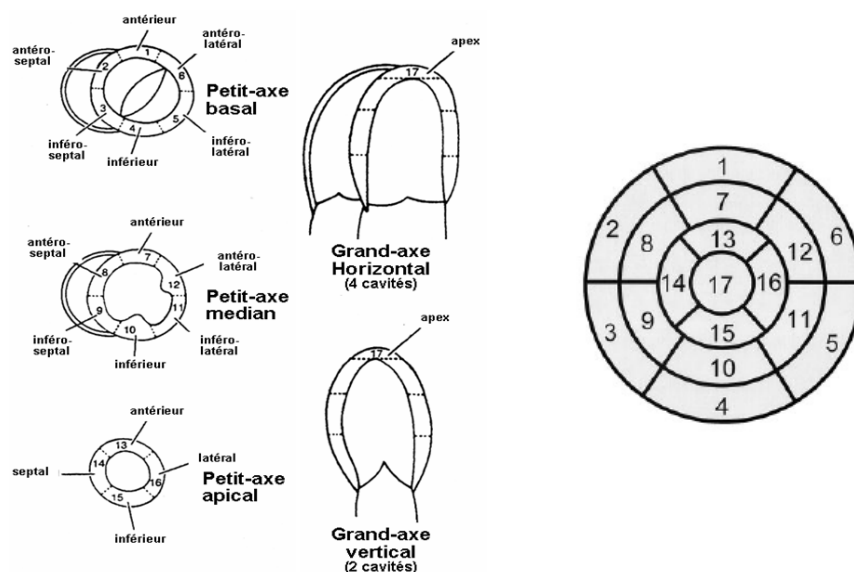


Figure 26 : Représentation schématique du modèle 17 segments utilisé pour l'analyse semi-quantitative d'une acquisition de tomoscintigraphie myocardique (78).

#### Etudes cliniques évaluant les performances diagnostiques CZT vs caméras conventionnelles

La caméra à semi-conducteurs Discovery-NM 530c a été évaluée en routine clinique dans plusieurs centres et sur un grand nombre de patients avec les traceurs technétiés (7,55) et le Thallium 201 (69).

Esteves et al. (54) a réalisé une étude comparative sur 168 patients avec un protocole d'acquisition de tomoscintigraphies myocardiques effort/repos avec  $^{99m}\text{Tc}$  tetrofosmine. Les résultats montrent une meilleure qualité d'image avec la caméra Discovery NM530c par rapport à une caméra à scintillations, alors que les temps d'acquisition étaient réduits (Figure 27) (12 et 14 minutes respectivement à l'effort et au repos avec la caméra Ventri (GE Healthcare) contre 2 et 4 minutes avec la caméra Discovery NM530c).

La compacité de ces nouvelles caméras et surtout, la diminution du temps d'acquisition permettent d'améliorer le confort du patient et donc la qualité d'image. En effet, le risque de mouvement du patient pendant l'acquisition étant réduit, le risque d'artefacts présents sur les images reconstruites est aussi limité.

L'augmentation de la sensibilité de détection offre également la possibilité de diminuer l'activité injectée. De plus, l'utilisation de détecteurs CZT améliore la résolution spatiale et la résolution en énergie (4) et donc le contraste des images. Néanmoins, le développement de cette nouvelle géométrie de détection, associée à l'utilisation d'algorithmes de reconstruction de plus en plus complexes, peut entraîner des artefacts différents de ceux observés avec une caméra à scintillations. C'est pourquoi certains ont considéré que des études complémentaires sont nécessaires afin de mieux caractériser les performances exactes de cette nouvelle technologie (22).

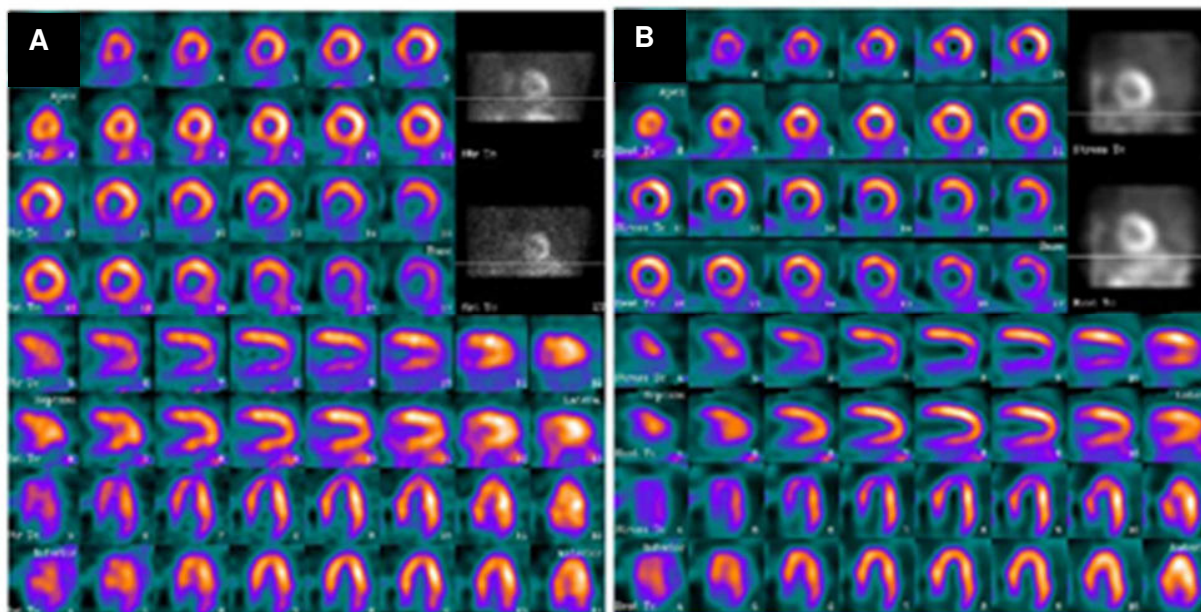


Figure 27 : Comparaison de tomoscintigraphies myocardiques illustrant une meilleure résolution et un meilleur contraste avec la caméra à semi-conducteurs : images obtenues avec A) une gamma-caméra conventionnelle ; B) une caméra à semi-conducteurs Discovery NM530c (54).

Des études cliniques comparatives ont également été réalisées avec la caméra DSPECT. Sharir montre que les résultats de tomoscintigraphies myocardiques réalisées avec un agent technétié à l'effort et au repos sont comparables mais que la qualité d'image est augmentée avec la caméra DSPECT (6). Gambhir (5) montre également que les contours du myocarde sont mieux définis sur les images obtenues avec la caméra DSPECT par rapport à une gamma-caméra d'Anger.

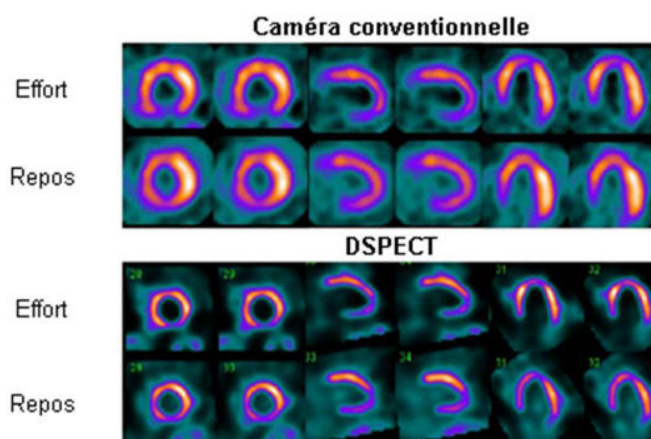


Figure 28 : Comparaison des coupes tomographiques reconstruites obtenues à l'effort ( $^{201}\text{Tl}$ ) et au repos ( $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$ ) avec une gamma-caméra d'Anger (en haut) et avec la caméra DSPECT (en bas) (79).

## 5.2 Ventriculographie isotopique

La ventriculographie isotopique est considérée comme l'un des examens de référence pour la mesure de la fraction d'éjection ventriculaire gauche. Elle possède une valeur pronostique majeure dans les principales cardiopathies, et permet le suivi des patients au stade d'insuffisance cardiaque. A partir d'une acquisition synchronisée au signal ECG, les informations suivantes peuvent être obtenues : les fonctions systoliques et diastoliques globales du ventricule gauche (VG) et du ventricule droit (VD) et notamment la fraction d'éjection du ventricule gauche (FEVG) ; les volumes ventriculaires gauche ; les fonctions systoliques et diastoliques régionales du VG ou encore la cinétique régionale du VG et du VD.

- Indications

Cet examen est réalisé pour l'évaluation de la fonction cardiaque dans l'insuffisance coronaire (notamment insuffisance coronaire chronique connue sans ou avec un antécédent de syndrome coronaire aigu ou au décours d'un syndrome coronaire aigu), dans l'insuffisance cardiaque, avant ou en cours de chimiothérapie, après transplantation cardiaque ou dans les cardiopathies valvulaires et congénitales.

- Traceurs

Les radiopharmaceutiques utilisés pour cet examen sont des produits dérivés du sang (albumine humaine ou globules rouges marqués in vivo) marqués au Tc-99m. Selon les données des autorisations de mise sur le marché (AMM), l'activité injectée chez l'adulte est de 7 à 15 MBq/kg avec une activité maximale injectée de 1110 MBq. Chez l'enfant, se référer aux recommandations européennes (EANM) avec une activité minimale injectée de 80 MBq.

- Déroulement et interprétation de l'examen

### ***Ventriculographie isotopique planaire***

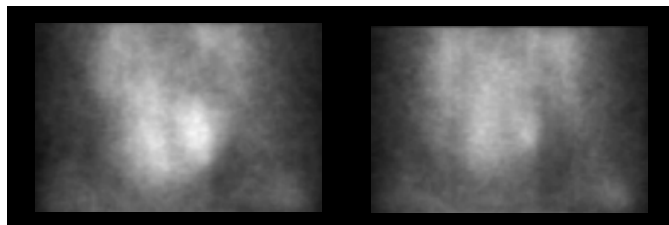
La technique dite de « référence » est particulièrement reproductible du fait notamment de son traitement automatisé et de la standardisation des acquisitions (79–81).

Elle consiste à effectuer une acquisition planaire sur une caméra d'Anger avec une orientation du détecteur de 35 à 45 degrés par rapport au patient positionné en décubitus dorsal avec les bras le long du corps, appelée incidence oblique antérieur gauche (OAG) et une inclinaison cranio-caudale de 10 à 20 degrés de façon à dégager au maximum le ventricule gauche des autres cavités du cœur. L'enregistrement des images est synchronisé au signal ECG et peut être découpé en plusieurs phases consécutives, généralement 16 ou 32 phases, les ondes R servant de référence pour le début du cycle cardiaque. La qualité de la synchronisation ECG influence directement l'analyse de la cinétique et donc la quantification des fonctions ventriculaire gauche (VG) et droite (VD).

Une fois l'enregistrement terminé, le traitement automatisé fait appel à un algorithme spécifique basé sur une mesure d'activité au-dessus d'un certain seuil (appelé « count based ») permettant ainsi de déterminer automatiquement les contours du VG desquels sont déduits les volumes sanguins télé-diastolique et télé-systolique ainsi que la courbe activité-temps au cours du cycle cardiaque. Le bruit de fond est automatiquement soustrait soit à partir d'une région d'intérêt dessinée manuellement à 5-10 mm du bord du VG à la fin de la systole, soit à partir d'un voxel de faible activité situé dans la région d'intérêt du VG.

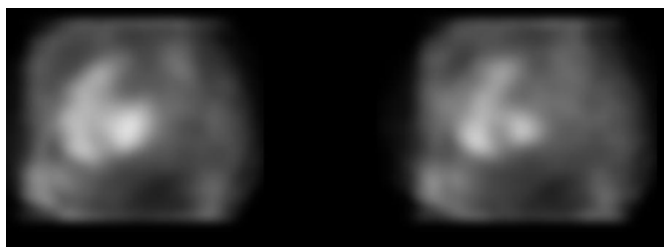
Sur les caméras CZT, l'angioscintigraphie est réalisable à partir d'enregistrements planaire ou tomographique. Concernant la technique planaire :

- Sur la caméra DSPECT, l'incidence OAG est directement sélectionnée à partir du prescan avec un module d'acquisition planaire (sélection de la projection permettant au mieux de distinguer le VG du VD) ;



*Figure 29 : Exemple de projections en incidence OAG d'une ventriculographie en télé-diastole (gauche) et en télé-systole (droite) – Examen réalisé sur caméra DSPECT.*

- Sur la caméra DNM530c, l'incidence OAG est recalculée à partir des projections du volume cavitaire.



*Figure 30 : Exemple de projections en incidence OAG d'une ventriculographie en télé-diastole (gauche) et en télé-systole (droite) – Examen réalisé sur caméra Discovery NM530c.*

### **Ventriculographie en mode tomographique**

La ventriculographie en mode 3D synchronisée à l'ECG peut être réalisée sur caméra conventionnelle (82–84) mais également sur caméra CZT, l'intérêt étant de réduire les activités injectées aux patients et/ou le temps d'enregistrement. Plusieurs études démontrant la faisabilité sur les caméras à semi-conducteurs Discovery NM530c et DSPECT ont été publiées :

<i>Etudes</i>	<i>Nombre patients</i>	<i>Activité injectée (MBq)</i>	<i>Temps enregistrement sur caméra CZT (min)</i>	<i>Nombre de coups enregistrés (Millions)</i>
Wells RG et al. <i>JNC 2013 (85)</i>	52	1200 <sup>99m</sup> Tc-pertechnetate	8	16,5 ± 6,5
Jensen et al. <i>JNC 2014 (86)</i>	82	823 – 988 <sup>99m</sup> Tc albumine humaine	14	-
Duvall et al. <i>JNC 2015 (87)</i>	46	751,1 ± 148 <sup>99m</sup> Tc-pertechnetate	5	6,62
Chen et al. <i>JNC 2016 (88)</i>	48	925 <sup>99m</sup> Tc-pertechnetate	8	12,5 ± 5,0
Tissot et al. <i>JNC 2019 (89)</i>	73	850 <sup>99m</sup> Tc-pertechnetate	10	-

Tableau 11 : Etudes publiées en ventriculographie isotopique sur caméras CZT.

Les images sont reconstruites avec un algorithme itératif MLEM dédié sans prise en compte des corrections d'atténuation et de diffusion. A partir du volume reconstruit, certaines équipes ont effectué une rétroprojection du volume 3D en 2D afin d'obtenir un « équivalent » d'acquisition planaire.

Le traitement des images fait appel à 2 types d'algorithmes : les algorithmes « count-based » présentés précédemment et les algorithmes « surface-based » basés sur la détection des contours du VG et l'utilisation de modèle géométrique. Dans la littérature, les algorithmes de type « count-based » sont les plus utilisés et notamment le logiciel de quantification QBS (Cedars-Sinai) ou 4DM (Invia).

De plus, les études comparant des algorithmes « surface-based » et « count-based » montrent une meilleure corrélation avec la ventriculographie planaire lorsqu'on utilise des algorithmes « count-based » (86,87).

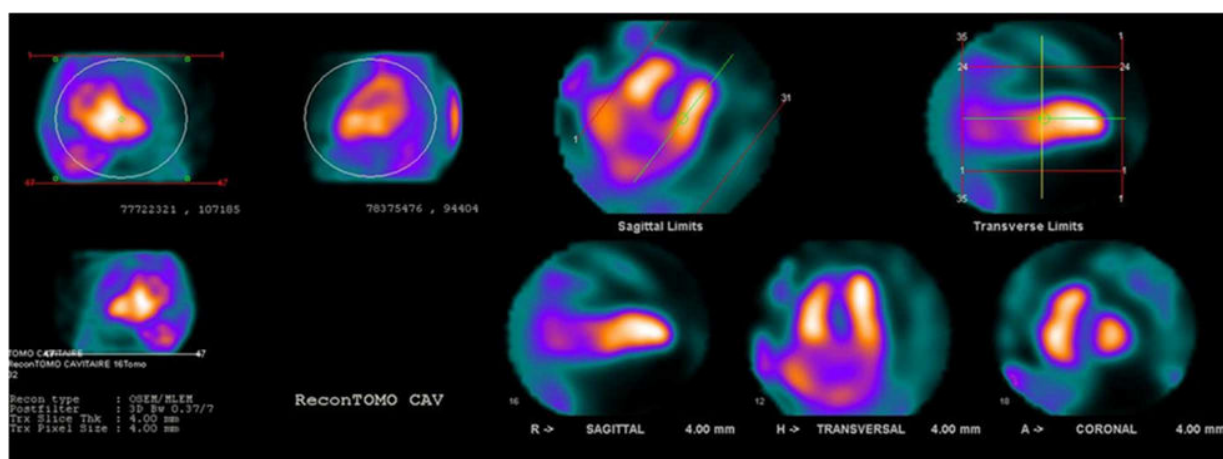


Figure 31 : Exploration de ventriculographie tomoscintigraphique obtenue sur caméra Discovery NM530c : définition du volume de reconstruction et réorientation des coupes reconstruites selon 3 axes orthogonaux pour l'analyse cinétique des VG et VD.

Jensen et al. (86) a réalisé sur une série de 82 patients un comparatif entre acquisition planaire 2D conventionnelle, acquisition tomographique 3D sur caméra d'Anger et acquisition tomographique 3D sur caméra CZT Discovery NM530c. Les résultats montrent une bonne corrélation entre les valeurs des FEVG obtenues à partir des acquisitions planaire et CZT tomographique avec des valeurs moyennes obtenues respectivement de  $59,1 \pm 7,8\%$  et  $59,1 \pm 10,0\%$ . A l'inverse, la valeur moyenne de FEVG déterminée à partir de l'acquisition tomographique sur caméra conventionnelle est surestimée :  $65,3 \pm 10,7\%$  ( $p < 0,001$ ). Les variations inter et intra observateurs sont plus faibles avec la technologie CZT par comparaison aux acquisitions réalisées sur caméra conventionnelle (planaire ou tomographique). Enfin, Tissot et al. (89) a également montré, la possibilité d'optimiser les activités injectées aux patients (diminution d'environ 70% par rapport à l'activité initiale) avec une bonne corrélation des valeurs de FEVG.

### 5.3 Estimation SPECT de réserve de perfusion myocardique

La tomoscintigraphie de perfusion myocardique, en dépit de son excellent sensibilité, peut parfois être prise en défaut en particulier dans les coronaropathies pluri-tronculaires (atteinte concomitante de plusieurs artères coronaires). En effet, l'interprétation qualitative des images normalisées sur le maximum de fixation ne permet en général que d'identifier la lésion la plus sévère en termes d'ischémie d'aval. A la limite, les pathologies tri-tronculaires équilibrées peuvent être responsables de faux négatifs. Il existe de ce fait une réelle motivation pour développer une interprétation quantitative de la scintigraphie de perfusion en termes de *débit* (en ml/min/g) et/ou de *réserve* de perfusion myocardique (91). Cette analyse quantitative a fait ses preuves en TEP depuis une dizaine d'années, d'abord au moyen d'eau ou d'ammoniaque marquée puis de  $^{82}\text{Rb}$ , avec un intérêt à la fois diagnostique (92) et pronostique (93).

D'un point de vue pharmacocinétique (Figure 32), il existe une relation exprimée par une équation différentielle entre la concentration de radio-traceur dans le secteur circulant  $V$  et celle dans le myocyte  $M$  :

$$M' = \beta V' + (k_1 + \beta k_2)V - k_2 M \quad \text{Equation 22}$$

ou

$$M'' = \beta V'' + [k_1 + \beta(k_2 + k_3)]V + k_1 k_2 V - (k_2 + k_3)M \quad \text{Equation 23}$$

selon que l'on emploie un modèle à 2 ou 3 compartiments. Cette relation est paramétrée par les constantes d'échange modélisant la captation ( $k_1$ ) et le lavage ( $k_2$ ) du radio-pharmaceutique, voire son stockage dans les mitochondries ( $k_3$ ) pour les cations lipophiles comme le sestamibi ou la tetrofosmine, et  $\beta$  un coefficient de *spill-over* de l'activité vasculaire dans le myocarde (*tissue fraction effect*). En particulier, la constante  $k_1$  est directement liée au débit de perfusion myocardique via l'équation de Renkin-Crone (94). Elle peut être estimée par résolution directe de (Equation 22) ou (Equation 23) au sens des moindres carrés linéaires, alternativement par une régression aux moindres carrés non linéaires de la solution de l'équation différentielle, soit pour (Equation 22) :



$$M(t) = \beta V(t) + (1 - \beta) k_1 \int_0^t e^{-k_2(t-\tau)} V(\tau) d\tau \quad \text{Equation 24}$$

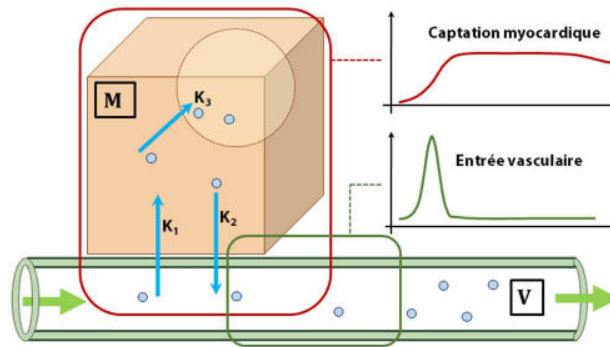


Figure 32 : Représentation schématique des échanges de radio-traceur entre le secteur circulant et les myocytes.

Grâce à leur grande sensibilité de détection et leur capacité à réaliser des acquisitions en mode liste, les caméras CZT apparaissent comme un outil idéal pour réaliser de l'imagerie dynamique (95). Après segmentation du myocarde et définition d'une région vasculaire, et extraction des courbes temps-activité décrivant l'évolution des concentrations dans les compartiments d'intérêt (entrée vasculaire et captation myocardique), la résolution du modèle pharmacocinétique fournit les paramètres du modèle et in fine le débit de perfusion myocardique.

A titre indicatif, la figure 33 montre un exemple de coupes reconstruites sur des acquisitions dynamiques de stress obtenues sur la DNM530c, avec un échantillonnage temporel très fin (3 secondes) durant la phase vasculaire et plus grossier (30 secondes) durant la captation myocardique. La réserve de perfusion est définie comme le rapport des débits myocardiques à vasodilatation maximale (après stress pharmacologique) et au repos. Elle traduit la capacité de la macro et microcirculation myocardique à assurer une hyperhémie en cas d'accroissement des besoins métaboliques (96). Son altération reflète de manière quantitative le degré d'ischémie myocardique avec un seuil de normalité fixé de manière consensuelle entre 2 et 2,5.

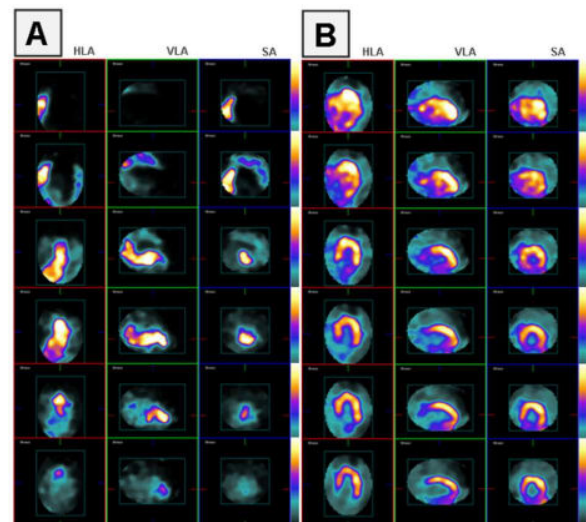


Figure 33 : Images dynamiques (A) de 3' durant la phase d'entrée vasculaire et (B) de 30' pendant la phase de captation myocardique.

D'un point de vue pratique, le protocole consiste en deux acquisitions dynamiques de quelques minutes (typiquement 4 à 6 minutes), la première au repos après injection du traceur de perfusion, et la seconde une trentaine de minutes plus tard, après stress pharmacologique (au dipyridamole ou au regadenoson) et injection d'une seconde dose de radio-traceur. Les acquisitions sont démarrées concomitamment à l'injection du traceur de manière à capturer l'entrée vasculaire. Il existe des outils logiciels (Corridor4DM développé par INVIA, MyoFlow en cours de développement au CHU de Montpellier) permettant une analyse quantitative des données et l'obtention d'un index de réserve de perfusion myocardique défini comme le ratio des débits de stress et de repos, à la fois global (sur l'ensemble du myocarde) et régional (par territoire coronaire).

Quelques études récentes ont démontré la faisabilité d'analyses de réserve coronaire en SPECT sur caméras CZT au moyen de traceurs technétiés (97,98) ou de  $^{201}\text{Tl}$  (99), avec une bonne corrélation des indices de réserve avec les données angiographiques et une valeur ajoutée diagnostique potentielle chez les patients pluri-tronculaires. Des études récentes ont également démontré la concordance des mesures de débit et de réserve de perfusion myocardique obtenues en SPECT avec celles obtenues au moyen de la technique de référence, à savoir la TEP (100,101). En particulier, les résultats récents de l'équipe de Caen (101) attestent de la pertinence des mesures SPECT à la fois vis-à-vis de l'étalon TEP et vis-à-vis des mesures angiographiques de FFR. Des études sur des cohortes plus nombreuses avec un suivi à long terme sont nécessaires pour affirmer la pertinence pronostique de tels indices et afin de préciser les indications cliniques d'une quantification absolue en SPECT myocardique.

L'intérêt d'une correction de mouvement, quant à son impact sur les performances diagnostiques de l'examen et la prise en charge des patients, reste débattue en SPECT de perfusion conventionnelle (102,103).

En revanche, l'imagerie scintigraphique dynamique requiert la mesure précise d'une activité vasculaire dans une région de petites dimensions et sur des intervalles de temps courts. Toute erreur entachant cette mesure se répercute sur les paramètres quantitatifs produits par le modèle pharmacocinétique sous-jacent, avec des écarts très substantiels qui peuvent atteindre 50%. La nécessité d'une estimation et d'une correction de mouvement respiratoire a été largement établie en TEP de perfusion (104). Bien que le recul soit moindre, des données récentes semblent clairement indiquer qu'il en va de même en SPECT dynamique (105) et qu'une optimisation du protocole d'acquisition et de post-traitement doit intégrer une correction de mouvement.

#### **5.4 Etudes double-isotopes**

Les acquisitions tomoscintigraphiques en double isotope sont réalisées après administration de deux radio-traceurs porteurs de deux radio-isotopes distincts. En cardiologie nucléaire, le premier traceur est en général un traceur de perfusion (traceur technétié ou  $^{201}\text{Tl}$ ). Le second,



généralement marqué à l' $^{123}\text{I}$ , peut être un traceur de l'innervation sympathique ( $^{123}\text{I}$ -MIBG) (106,107) ou un traceur du métabolisme des acides gras ( $^{123}\text{I}$ -BMIPP) (108).

L'imagerie de perfusion myocardique peut aussi s'envisager en une seule acquisition double isotope  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - $^{201}\text{Tl}$  enregistrant à la fois les images d'effort et de repos. L'intérêt évident de tels protocoles est le gain de temps par rapport à la réalisation de deux examens indépendants (sur deux jours compte tenu des demi-vies des agents employés), permettant de libérer du temps caméra tout en améliorant le confort des patients. D'un point de vue pratique, il est aussi intéressant de disposer de deux images parfaitement recalées car acquises dans un même temps. Cet avantage est particulièrement pertinent lorsque l'une des deux images présente un faible contraste et pose de réels problèmes de recalage et de segmentation (cas des images  $^{123}\text{I}$ -MIBG chez les patients insuffisants cardiaques sévères ou massivement dénervés en post-infarctus). Bien que des études en double-isotope aient été réalisées au moyen de gamma-caméras d'Anger, l'avènement des détecteurs solides a renouvelé l'intérêt de la communauté sur le sujet.

Des études récentes ont montré l'efficacité d'un protocole d'imagerie de perfusion myocardique double isotope  $^{201}\text{Tl}$  à l'effort –  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  au repos (109–111). Les résultats sont similaires à ceux d'un protocole  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - $^{99\text{m}}\text{Tc}$  en termes de qualité d'image et d'interprétation (perfusion et cinétique) pour une dosimétrie équivalente (109).

Comparativement à l'angiographie coronaire comme gold-standard, les performances diagnostiques en termes de sensibilité et de précision avoisinent les 90% (110,111). Dans les études citées, il n'a pas été réalisé de correction du *cross-talk* (rayonnement diffusé du  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  dans le pic du  $^{201}\text{Tl}$ ). La perte de contraste dans les images de stress induites par le phénomène de *cross-talk* a vraisemblablement été contrebalancée par la meilleure extraction au premier passage du  $^{201}\text{Tl}$  (80% contre moins de 60% pour les traceurs technétiés).

Concernant l'imagerie de l'innervation sympathique à la  $^{123}\text{I}$ -MIBG, le paramètre quantitatif de référence permettant la caractérisation du risque rythmique chez les patients insuffisants cardiaques est le rapport de fixation cardio-médiastinal tardif (Heart Mediastinum Ratio (HMR)), mesuré de manière consensuelle sur un cliché statique.

Dans une étude récente de l'équipe de Caen, il a été montré que des mesures fiables du HMR pouvaient être obtenues sur planogrammes (pseudo-projections planaires recombinaées a posteriori) issus de la DSPECT (107) après injection double isotope  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - $^{123}\text{I}$  (le traceur technétié servant au repérage de l'aire cardiaque). Un modèle de correction linéaire optimisé grâce à des acquisitions sur fantôme et validé sur une cohorte de patients a permis une concordance quasi-parfaite des HMR mesurés sur la DSPECT et ceux obtenus sur gamma-caméra conventionnelle. Plus récemment, la même équipe a renouvelé l'expérience et trouvé des résultats similaires en employant la caméra DNM-530, à la différence que les meilleures estimations de HMR étaient obtenues sur base des reconstructions transaxiales natives et non des planogrammes (112). Sur une thématique connexe, Blaire et al ont également montré que les estimations de volume, de fraction d'éjection, de mouvement et d'épaississement pariétal étaient similaires en conditions d'acquisition simple ou double isotope ( $^{99\text{m}}\text{Tc}$  et  $^{123}\text{I}$ ) à la fois sur la DSPECT et sur la DNM530 (113).

Le second paramètre quantitatif potentiel dérivé de la scintigraphie cardiaque à la MIBG est l'étendue de la zone gâchette en post-infarctus. Cette zone correspond à la portion du myocarde

dont la contractilité est préservée alors que l'innervation sympathique est altérée (lors d'un infarctus, le tissu nerveux, plus sensible à l'hypoxie, subit plus de perte cellulaire que le tissu musculaire myocardique).

Elle est évaluée en mesurant (en % du myocarde) la discordance (*mismatch*) entre la surface dénervée sur la scintigraphie à la MIBG au temps tardif et la surface nécrosée sur la scintigraphie de perfusion de repos.

Dans une étude récente, l'équipe Montpelliéraine a montré la faisabilité de la mesure de zone gâchette sur acquisition double isotope  $^{201}\text{Tl}$ - $^{123}\text{I}$  avec la DNM-530 (106), l'intérêt évident étant le parfait recalage des images de perfusion et d'innervation. Il apparaît qu'une correction du rayonnement diffusé de l' $^{123}\text{I}$  dans le pic du  $^{201}\text{Tl}$  est indispensable à une quantification fiable. En l'absence de correction, la zone de nécrose est sous-estimée et la zone gâchette surestimée (figure 34). La correction de diffusé a été réalisée au moyen d'une méthode de *triple energy window* (TEW) consistant à estimer, pixel par pixel, la part de diffusé grâce à deux fenêtres énergétiques situées de part et d'autre de la fenêtre d'absorption totale. En raison de l'allure du spectre caractéristique des matériaux semi-conducteurs et de la présence du *tailing effect*, il est vraisemblable que la méthode TEW surestime la quantité de photons diffusés en incluant une proportion non négligeable de photons du pic dans la fenêtre basse. Des méthodes de correction basées sur une modélisation du spectre et des simulations Monte-Carlo ont été développées (114,115) et validées dans le cadre d'acquisitions double isotope  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - $^{123}\text{I}$  (pour lesquelles les conséquences du *tailing effect* sont critiques du fait de la proximité des deux pics) avec une amélioration significative des images par rapport à la méthode TEW en termes de contraste des defects de perfusion et de rapport de fixation myocarde / pool vasculaire.

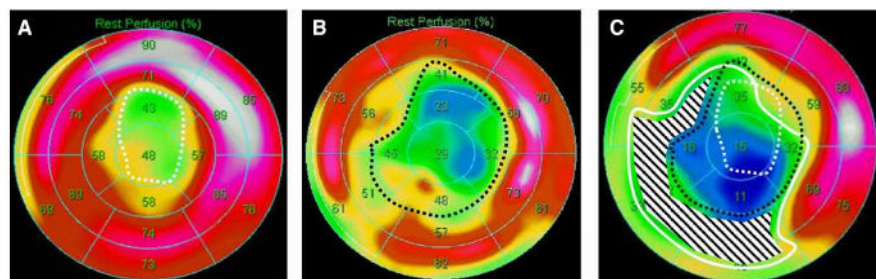


Figure 34 : Images de perfusion de repos au  $^{201}\text{Tl}$  sans (A) et avec (B) correction du diffusé. La zone nécrosée est délimitée en pointillés. C : image d'innervation à la MIBG. La zone dénervée est délimitée en trait plein. La zone gâchette (*mismatch*) est hachurée.

## **6. Pièges et artefacts**

De manière générale, les pièges et artefacts rencontrés en tomoscintigraphie de perfusion myocardique proviennent de facteurs liés au patient, au système de détection et au positionnement du patient (116). L'augmentation de la sensibilité de détection des caméras CZT a permis de réduire les temps d'acquisition et par conséquent de limiter les mouvements du patient en cours d'enregistrement. Néanmoins, la géométrie particulière de ces caméras et notamment la définition d'une région d'intérêt centrale peuvent générer des artefacts spécifiques pouvant constituer des pièges diagnostiques (117). La suite de ce paragraphe présente les principaux types d'artefacts liés à l'utilisation des caméras CZT dédiées.

### **6.1 Performance des détecteurs CZT**

Le contrôle de qualité quotidien réalisé sur chacune des caméras CZT permet de vérifier le bon fonctionnement du système de détection et notamment des performances des détecteurs CZT. Ces détecteurs à semi-conducteurs étant sensibles à la température, un bruit électronique peut apparaître et entraîner une dégradation de l'uniformité des détecteurs (118). Par exemple, avec son système de feu tricolore affiché à la fin du CQ quotidien, l'utilisateur de la caméra DSPECT s'assure des performances du système avant une utilisation clinique (118).

### **6.2 Influence du positionnement du patient**

Le centrage du patient au cours des enregistrements sur caméras CZT est primordial afin de limiter les artefacts liés à un problème de positionnement. L'opérateur doit également s'assurer de la reproductibilité du positionnement du patient lorsque celui-ci bénéficie des examens d'effort et de repos. Un centrage différent entre les acquisitions d'effort et de repos peut entraîner une variation de la sensibilité de détection en mode tomographique, source potentielle d'artefact.

Avec la caméra DSPECT, le centrage est réalisé pendant la phase de pré-scan qui permet de vérifier la position du cœur par rapport au centre du champ de vue et définir une région d'intérêt à partir de laquelle, l'échantillonnage angulaire entre chaque projection est calculé (4). Pendant l'acquisition, la couverture de l'aire cardiaque correspond à environ 60 à 70% de la durée totale de l'enregistrement (119).

Avec la caméra DNM530c, les variations de réponse dans le champ de vue sont principalement associées aux variations de sensibilité liées à la réponse des collimateurs sténopés. Des déplacements limités à 2 cm de la position antéro-postérieure du cœur par rapport à cette référence au centre du champ de vue conduisent à des variations cliniquement significatives de l'homogénéité de la paroi myocardique (Figure 35). Le positionnement optimal du cœur est repéré lors du centrage du patient et se situe à des distances respectivement de 12 et 15 cm des faces antérieure et latérale des détecteurs.

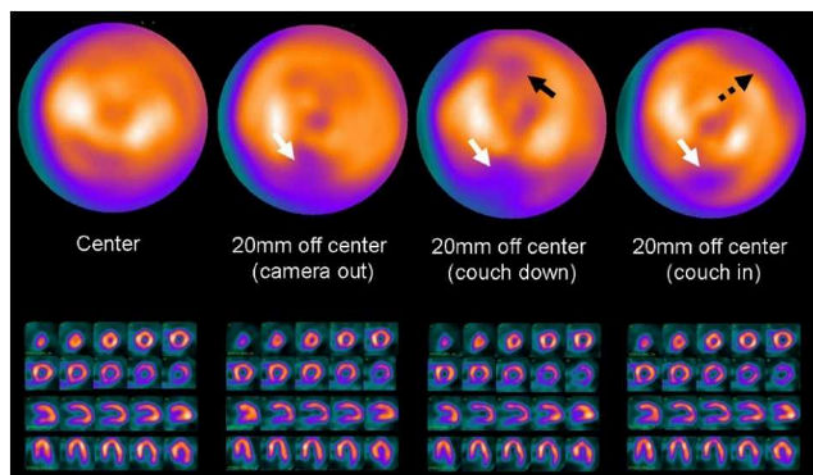


Figure 35 : Hypofixations de la paroi inférieure montrant l'influence de la position du patient au cours de l'enregistrement afin de limiter les artefacts rencontrés (120).

Bienenstock et al. (119) a étudié, pour différents systèmes, l'influence de la dimension d'une source de  $^{99m}\text{Tc}$  dans l'axe antéro-postérieur avec une hauteur variant de 3 à 8 cm. Alors que la caméra d'Anger est peu sensible à l'extension de la source radioactive, les caméras CZT démontrent une variation importante de sensibilité en fonction de la hauteur et une phénoménologie différente entre les 2 systèmes. Le coefficient de variation moyen de la sensibilité de détection est de 8% pour la caméra DSPECT et 2,8% pour le système DNM530c avec un gain de comptage lorsque l'extension de la source est plus proche des détecteurs antérieurs.

### 6.3 Influence des mouvements du patient

La réduction du temps d'enregistrement permet de limiter les mouvements des patients qui peuvent être liés : i) à un déplacement progressif du cœur et du diaphragme lorsque l'enregistrement est réalisé à la suite de l'épreuve d'effort (effet upward-creep), ii) aux mouvements respiratoires et iii) aux mouvements « involontaires ». Une qualité d'image optimale, permettant un diagnostic fiable et précis, nécessite une installation confortable du patient afin de limiter les artefacts liés au mouvement. Il convient de sensibiliser les opérateurs à l'identification de ces artefacts et de ne pas hésiter à renouveler l'enregistrement lorsque de tels artefacts ont été identifiés d'autant plus que les temps d'enregistrement sur caméras CZT sont relativement courts (inférieurs à 10 min en général).

Les conséquences des mouvements des patients en cours d'acquisition ont déjà été décrites pour les caméras d'Anger (121–123). Sur les caméras CZT, les artefacts produits sont différents de ceux rencontrés sur les caméras conventionnelles compte tenu des géométries d'acquisition particulières. Certains auteurs ont essayé de corréler les artefacts rencontrés en fonction de la direction et de l'amplitude du mouvement en cours d'acquisition (124, 125).

Ainsi, une étude de Salvadori et al. (124) réalisée avec un insert cardiaque et sur les 2 caméras CZT dédiées ainsi que sur une caméra conventionnelle Symbia T2 équipée de collimateurs convergents (technique IQ-SPECT) ou LEHR, a montré que les caméras CZT ont une plus faible susceptibilité aux déplacements cardiaques (Figure 36).

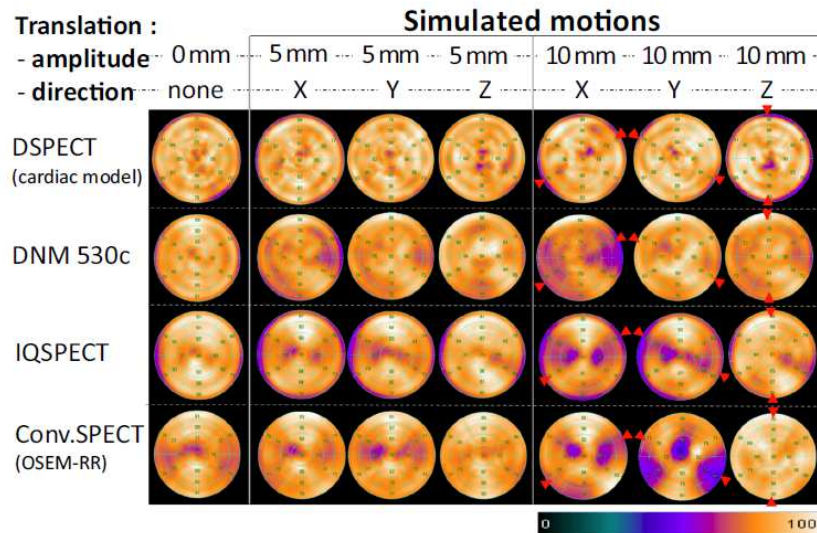


Figure 36 : Artefacts observés sur les caméras CZT dédiées : DSPECT et DNM530c ainsi que sur la caméra conventionnelle Symbia T2 équipée de collimateurs convergents Smartzoom ou LEHR (124).

L'auteur montre également l'importance des algorithmes de reconstruction sur la qualité des images obtenues et notamment sur le type d'artefacts rencontrés (étendue, inhomogénéité).

## **Conclusion**

Les caméras CZT dédiées à la cardiologie nucléaire possèdent des géométries d'acquisition et de collimations focalisées sur le myocarde permettant d'améliorer les performances en termes de sensibilité de détection, de résolution spatiale et de résolution en énergie. Les algorithmes itératifs, développés spécifiquement pour ces caméras, permettent d'obtenir des images de meilleur contraste. Enfin, les performances cliniques, largement validées aujourd'hui, ont permis :

- De réduire de façon inédite les activités délivrées aux patients et la durée des examens ;
- D'éviter certaines injections et acquisitions complémentaires rendus inutiles (comme par exemple l'examen de repos si celui-ci est précédé d'un examen d'effort considéré par le médecin nucléaire comme « normal ») ;
- Des analyses semi-quantitatives des distributions radioactives, notamment au moyen d'études dynamiques pour la mesure de la réserve coronaire et pour les études multi-isotopes, peu accessibles sur gamma-caméras conventionnelles.

L'étude des performances de ces systèmes s'appuie sur la stabilité de la réponse des détecteurs et sur la qualité de l'image tomographique. Les procédures de contrôle qualité proposées par les fournisseurs ont pour objectif de contrôler la stabilité dans le temps de l'uniformité de réponse, de la réponse en énergie, de la sensibilité et du taux de comptage des détecteurs CZT. Une normalisation des tests d'acceptance est actuellement conduite par un sous-groupe du CEI - SC62C (*IEC 63073-1 ED1*) afin de caractériser dans le champ de vue par exemple, les variations de sensibilité et de proposer un protocole standardisé d'évaluation sur un objet test anthropomorphique thoracique. La publication de cette norme complétera par un référentiel indépendant, les procédures décrites dans ce document.

Une autre étape essentielle à l'acceptance du système concerne l'évaluation des performances de l'algorithme de reconstruction tomographique. Le paramétrage de cet algorithme détermine la résolution spatiale (taille des voxels, correction de la réponse du collimateur en fonction de la profondeur, régularisation ou filtrage post-reconstruction) et le bruit de l'image et nécessite donc de vérifier l'homogénéité de restitution des distributions radioactives dans le champ de vue. Un objet-test thoracique avec un insert simulant la géométrie du ventricule gauche répond à ce besoin et contribue au-delà, à l'optimisation des activités de radiopharmaceutique administrées en clinique. L'influence des activités extracardiaques (foie, système digestif...) ainsi que l'influence du mouvement sur la qualité d'image peuvent également être évaluées au moyen de cet objet-test. Les bases de données de patients normaux ainsi que la caractérisation des artefacts spécifiques à la géométrie de détection sont un préalable à la prise en main clinique.

Les différentes applications cliniques, aujourd'hui réalisées sur ces caméras CZT dédiées, montrent la robustesse de ce système de détection et contribuent à renforcer la place de l'imagerie scintigraphique dans le domaine de la cardiologie.

On peut donc s'attendre à ce que les caméras CZT dites « grand champ », récemment mises sur le marché, améliorent également la qualité des images tomoscintigraphiques et laissent envisager de nouvelles perspectives telles que l'enregistrement d'images dynamiques 3D, le développement de la quantification ou l'utilisation de nouveaux traceurs SPECT.

## ***Bibliographie***

1. Verger L, Gentet MC, Gerfault L, Guillemaud R, Mestais C, Monnet O, et al. Performance and perspectives of a CdZnTe-based gamma camera for medical imaging. *IEEE Trans Nucl Sci.* 2004;51(6):3111-7.
2. Peyret O, Mestais C, Verger L. Vers les gamma-caméras à semi-conducteurs. *Rev ACOMEN.* 1999;5(2):129-36.
3. Patton JA, Slomka PJ, Germano G, Berman DS. Recent technologic advances in nuclear cardiology. *J Nucl Cardiol.* 2007;14(4):501-13.
4. Slomka PJ, Patton JA, Berman DS, Germano G. Advances in technical aspects of myocardial perfusion SPECT imaging. *J Nucl Cardiol.* 2009;16(2):255-76.
5. Gambhir SS, Berman DS, Ziffer J, Nagler M, Sandler M, Patton J, et al. A novel high-sensitivity rapid-acquisition single-photon cardiac imaging camera. *J Nucl Med.* 2009;50(4):635-43.
6. Sharir T, Ben-Haim S, Merzon K, Prochorov V, Dickman D, Ben-Haim S, et al. High-speed myocardial perfusion imaging: initial clinical comparison with conventional dual detector angler camera imaging. *JACC Cardiovasc Imaging.* 2008;1(2):156-63.
7. Buechel RR, Herzog BA, Husmann L, Burger IA, Pazhenkottil AP, Treyer V, et al. Ultrafast nuclear myocardial perfusion imaging on a new gamma camera with semiconductor detector technique: first clinical validation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2010;37(4):773-8.
8. Bocher M, Blevis IM, Tsukerman L, Shrem Y, Kovalski G, 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(10):1887-902.
9. Erlandsson K, Kacperski K, Van Gramberg D, Hutton BF. Performance evaluation of D-SPECT: a novel SPECT system for nuclear cardiology. *Phys Med Biol.* 2009;54(9):2635.
10. Imbert L, Poussier S, Franken PR, Songy B, Verger A, Morel O, et al. Compared performance of high-sensitivity cameras dedicated to myocardial perfusion SPECT: a comprehensive analysis of phantom and human images. *J Nucl Med.* 2012;53(12):1897-903.
11. National Electrical Manufacturers Association. Performance Measurements of Gamma Cameras. NEMA Standards Publication NU 1-2018. National Electrical Manufacturers Association; 2018.
12. Décision ANSM du 25 novembre 2008 fixant les modalités du contrôle de qualité des installations de médecine nucléaire à visée diagnostique. *Journal Officiel de la République Française*; 2008.



13. Gros d'Aillon E. Etude des performances spectrométriques des détecteurs gamma CdZnTe/CdTe monolithiques [Internet]. [Grenoble]: Joseph Fourier; 2005. Disponible sur: <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00011119/>
14. Nichols KJ, Van Tosh A, Palestro CJ. Prospects for advancing nuclear cardiology by means of new detector designs. *J Nucl Cardiol*. 2009;16(5):691-6.
15. Wernick MN, Aarsvold JN. Emission tomography: the fundamentals of PET and SPECT. Academic Press; 2004.
16. Iwanczyk JS. Radiation Detectors for Medical Imaging. Vol. 45. CRC Press; 2015.
17. Jansen FP, Tsukerman L, Volokh L, Blevins I, Hugg JW, Bouhnik J-P. Uniformity correction using non-uniform floods. In: Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC), 2010 IEEE. IEEE; 2010. p. 2314-8.
18. Pretorius PH, Liu C, Fan P, Peterson M, Ljungberg M. Monte Carlo simulations of the GE discovery alcyone CZT SPECT systems. *IEEE Trans Nucl Sci*. 2015;62(3):832-9.
19. Hecht K. Zum Mechanismus des lichtelektrischen Primärstromes in isolierenden Kristallen. *Z Für Phys Hadrons Nucl*. 1932;77(3):235-45.
20. Chen L, Wei Y-X. Monte Carlo simulations of the SNM spectra for CZT and NaI spectrometers. *Appl Radiat Isot*. 2008;66(8):1146-50.
21. Jurczak J, Imbert L, Karcher G, Marie PY. P2. Impact of the modelling of charge collection on the simulation of SPECT recordings from CZT semiconductors camera. *Phys Med*. 2016;32:367-8.
22. Godbert Y, Bullier E, Rivière A-L, Laffon E, Guyot M, Bordenave L, et al. Nouveautés en cardiologie nucléaire: une gamma caméra à semi-conducteurs dédiée à l'imagerie cardiaque. *Médecine Nucl*. 2010;34(3):165-70.
23. Fiechter M, Ghadri JR, Kuest SM, Pazhenkottil AP, Wolfrum M, Nkoulou RN, et al. Nuclear myocardial perfusion imaging with a novel cadmium-zinc-telluride detector SPECT/CT device: first validation versus invasive coronary angiography. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2011;38(11):2025.
24. Pourmoghaddas A, Wells RG. Analytically based photon scatter modeling for a multipinhole cardiac SPECT camera. *Med Phys*. 2016;43(11):6098-108.
25. Mattsson E. The Alcyone CZT SPECT camera. Evaluation of performance using phantom measurement and Monte Carlo simulations. Lund University; 2013.
26. Guérin L. Étude d'une nouvelle architecture de gamma caméra à base de semi conducteur CdZnTe/CdTe. Thèse de doctorat, Université d'Angers; 2007.
27. Shepp LA, Vardi Y. Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. *IEEE Trans Med Imaging*. 1982;1(2):113-22.

28. Lange K, Carson R. EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. *J Comput Assist Tomogr.* 1984;8(2):306-16.
29. Liew SC, Hasegawa BH, Brown JK, Lang TF. Noise propagation in SPECT images reconstructed using an iterative maximum-likelihood algorithm. *Phys Med Biol.* 1993;38(12):1713.
30. Hebert TJ, Leahy R. Statistic-based MAP image-reconstruction from Poisson data using Gibbs priors. *IEEE Trans Signal Process.* 1992;40(9):2290-303.
31. Green PJ. Bayesian reconstructions from emission tomography data using a modified EM algorithm. *IEEE Trans Med Imaging.* 1990;9(1):84-93.
32. Hudson HM, Larkin RS. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans Med Imaging.* 1994;13(4):601-9.
33. Verberne HJ, Acampa W, Anagnostopoulos C, Ballinger J, Bengel F, De Bondt P, et al. EANM procedural guidelines for radionuclide myocardial perfusion imaging with SPECT and SPECT/CT: 2015 revision. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2015;42(12):1929-40.
34. Agostini D, Marie P-Y, Ben-Haim S, Rouzet F, Songy B, Giordano A, et al. Performance of cardiac cadmium-zinc-telluride gamma camera imaging in coronary artery disease: a review from the cardiovascular committee of the European Association of Nuclear Medicine (EANM). *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2016;43(13):2423-32.
35. Nakazato R, Tamarappoo BK, Kang X, Wolak A, Kite F, Hayes SW, et al. Quantitative upright–supine high-speed SPECT myocardial perfusion imaging for detection of coronary artery disease: correlation with invasive coronary angiography. *J Nucl Med.* 2010;51(11):1724-31.
36. Duvall WL, Slomka PJ, Gerlach JR, Sweeny JM, Baber U, Croft LB, et al. High-efficiency SPECT MPI: Comparison of automated quantification, visual interpretation, and coronary angiography. *J Nucl Cardiol.* 2013;20(5):763-73.
37. Nishiyama Y, Miyagawa M, Kawaguchi N, Nakamura M, Kido T, Kurata A, et al. Combined supine and prone myocardial perfusion single-photon emission computed tomography with a cadmium zinc telluride camera for detection of coronary artery disease. *Circ J.* 2014;78(5):1169-75.
38. Chan C, Harris M, Le M, Biondi J, Grobshtein Y, Liu Y-H, et al. End-expiration respiratory gating for a high-resolution stationary cardiac SPECT system. *Phys Med Biol.* 2014;59(20):6267-87.
39. Chan C, Dey J, Grobshtein Y, Wu J, Liu Y-H, Lampert R, et al. The impact of system matrix dimension on small FOV SPECT reconstruction with truncated projections. *Med Phys.* 2016;43(1):213-24.
40. Pourmoghaddas A, Wells RG. Quantitatively accurate activity measurements with a dedicated cardiac SPECT camera: Physical phantom experiments. *Med Phys.* 2016;43(1):44-51.

41. Haddad RA, Akansu AN. A class of fast Gaussian binomial filters for speech and image processing. *IEEE Trans Signal Process.* 1991;39(3):723-7.
42. Shea SM, Kroeker RM, Deshpande V, Laub G, Zheng J, Finn JP, et al. Coronary artery imaging: 3D segmented k-space data acquisition with multiple breath-holds and real-time slab following. *J Magn Reson Imaging.* 2001;13(2):301-7.
43. Larson AC, Kellman P, Arai A, Hirsch GA, McVeigh E, Li D, et al. Preliminary investigation of respiratory self-gating for free-breathing segmented cine MRI. *Magn Reson Med.* 2005;53(1):159-68.
44. Leung AO, Paterson I, Thompson RB. Free-breathing cine MRI. *Magn Reson Med.* 2008;60(3):709-17.
45. Poussier S, Maskali F, Tran N, Person C, Maureira P, Boutley H, et al. ECG-triggered 18F-fluorodeoxyglucose positron emission tomography imaging of the rat heart is dramatically enhanced by acipimox. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2010;37(9):1745-50.
46. Marie P-Y, Djaballah W, Franken PR, Vanhove C, Muller MA, Boutley H, et al. OSEM reconstruction, associated with temporal Fourier and depth-dependant resolution recovery filtering, enhances results from sestamibi and 201Tl 16-interval gated SPECT. *J Nucl Med.* 2005;46(11):1789-95.
47. Zoccarato O, Lizio D, Savi A, Indovina L, Scabbio C, Leva L, et al. Comparative analysis of cadmium-zincum-telluride cameras dedicated to myocardial perfusion SPECT: A phantom study. *J Nucl Cardiol.* 2016;23(4):885-93.
48. Société Française de Physique Médicale. Dosimétrie des explorations diagnostiques en médecine nucléaire Addendum au rapport SFPM n°19-2001. Société Française de Physique Médicale; 2017 juin. Report No.: 33.
49. Andersson M, Johansson L, Minarik D, Leide-Svegborn S, Mattsson S. Effective dose to adult patients from 338 radiopharmaceuticals estimated using ICRP biokinetic data, ICRP/ICRU computational reference phantoms and ICRP 2007 tissue weighting factors. *EJNMMI Phys.* 2014;1(1):9.
50. ICRP 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann ICRP.
51. Hesse B, Tägil K, Cuocolo A, Anagnostopoulos C, Bardiès M, Bax J, et al. EANM/ESC procedural guidelines for myocardial perfusion imaging in nuclear cardiology. *Eur J Nucl Med Mol Imaging.* 2005;32(7):855-97.
52. Hyafil F, Gimelli A, Slart RH, Georgoulas P, Rischpler C, Lubberink M, et al. EANM procedural guidelines for myocardial perfusion scintigraphy using cardiac-centered gamma cameras. *Eur J Hybrid Imaging.* 2019;3(1):11.
53. Arrêté du 23 mai 2019 portant homologation de la décision no 2019-DC-0667 de l'Autorité de sûreté nucléaire du 18 avril 2019 relative aux modalités d'évaluation des doses de rayonnements ionisants délivrées aux patients lors d'un acte de radiologie, de pratiques

interventionnelles radioguidées ou de médecine nucléaire et à la mise à jour des niveaux de référence diagnostiques associés. Journal Officiel de la République Française; 2019.

54. Esteves FP, Raggi P, Folks RD, Keidar Z, Askew JW, Rispler S, et al. Novel solid-state-detector dedicated cardiac camera for fast myocardial perfusion imaging: multicenter comparison with standard dual detector cameras. *J Nucl Cardiol*. 2009;16(6):927.
55. Herzog BA, Buechel RR, Katz R, Brueckner M, Husmann L, Burger IA, et al. Nuclear myocardial perfusion imaging with a cadmium-zinc-telluride detector technique: optimized protocol for scan time reduction. *J Nucl Med*. 2010;51(1):46-51.
56. Oddstig J, Hedeer F, Jögi J, Carlsson M, Hindorf C, Engblom H. Reduced administered activity, reduced acquisition time, and preserved image quality for the new CZT camera. *J Nucl Cardiol*. 2013;20(1):38-44.
57. Einstein AJ, Blankstein R, Andrews H, Fish M, Padgett R, Hayes SW, et al. Comparison of image quality, myocardial perfusion, and left ventricular function between standard imaging and single-injection ultra-low-dose imaging using a high-efficiency SPECT camera: the MILLISIEVERT study. *J Nucl Med*. 2014;55(9):1430-7.
58. Kincel V, Kamínek M, Vašina J, Panovský R, Havel M. Feasibility of ultra low-dose thallium stress-redistribution protocol including prone imaging in obese patients using CZT camera. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2016;32(9):1463-9.
59. Imbert L, Perrin M, Verger A, Marie P-Y. Dose optimization for myocardial perfusion CZT-SPECT imaging: Why and how? *Clin Transl Imaging*. 2016;4(1):13-20.
60. Henzlova MJ, Duvall WL. The future of SPECT MPI: Time and dose reduction. *J Nucl Cardiol*. 2011;18(4):580.
61. Dorbala S, Blankstein R, Skali H, Park M-A, Fantony J, Mauceri C, et al. Approaches to reducing radiation dose from radionuclide myocardial perfusion imaging. *J Nucl Med*. 2015;56(4):592-9.
62. Nakazato R, Berman DS, Hayes SW, Fish M, Padgett R, Xu Y, et al. Myocardial perfusion imaging with a solid-state camera: simulation of a very low dose imaging protocol. *J Nucl Med*. 2013;54(3):373-9.
63. ICRP, 2009. Adult Reference Computational Phantoms. ICRP Publication 110. *Ann ICRP* 39. 2.
64. Nkoulou R, Pazhenkottil AP, Kuest SM, Ghadri JR, Wolfrum M, Husmann L, et al. Semiconductor detectors allow low-dose-low-dose 1-day SPECT myocardial perfusion imaging. *J Nucl Med*. 2011;52(8):1204-9.
65. Gimelli A, Bottai M, Genovesi D, Giorgetti A, Di Martino F, Marzullo P. High diagnostic accuracy of low-dose gated-SPECT with solid-state ultrafast detectors: preliminary clinical results. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2012;39(1):83-90.
66. Perrin M, Djaballah W, Moulin F, Claudin M, Veran N, Imbert L, et al. Stress-first protocol for myocardial perfusion SPECT imaging with semiconductor cameras: high diagnostic

performances with significant reduction in patient radiation doses. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2015;42(7):1004-11.

67. Sharir T, Pinskiy M, Pardes A, Rochman A, Prokhorov V, Kovalski G, et al. Comparison of the diagnostic accuracies of very low stress-dose with standard-dose myocardial perfusion imaging: Automated quantification of one-day, stress-first SPECT using a CZT camera. *J Nucl Cardiol*. 2016;23(1):11-20.
68. van Dijk J, Borren N, Mouden M, van Dalen J, Ottervanger J, Jager P. Effect of a patient-specific minimum activity in stress myocardial perfusion imaging using CZT-SPECT: Prognostic value, radiation dose, and scan outcome. *J Nucl Cardiol*. 2018;25(1):26–35.
69. Songy B, Guernou M, Lussato D, Queneau M, Geronazzo R. Low-dose thallium-201 protocol with a cadmium–zinc–telluride cardiac camera. *Nucl Med Commun*. 2012;33(5):464-9.
70. IEC. Dedicated Radionuclide Imaging Devices - Characteristics and Test Conditions - Part 1: Cardiac SPECT. IEC SC 62C: EQUIPMENT FOR RADIOTHERAPY, NUCLEAR MEDICINE AND RADIATION DOSIMETRY;
71. Salvadori J, Petegnief Y, Sabbah R, Morel O, Boulahdour H, Karcher G, et al. Compared vulnerabilities to small cardiac motions between different cameras used for myocardial perfusion imaging. *J Nucl Cardiol*. 2019;26(4):1313–1322.
72. Djaballah W, Manrique A, Marie PY, Rouzet F, Songy B, Bonardel G, et al. Guide pour la rédaction de protocoles pour la tomoscintigraphie de perfusion myocardique. *Médecine Nucl*. 2012;36:336-52.
73. Glover DK, Okada RD. Myocardial kinetics of Tc-MIBI in canine myocardium after dipyridamole. *Circulation*. 1990;81(2):628-37.
74. Candell-Riera J, Santana-Boado C, Castell-Conesa J, Aguadé-Bruix S, Olona M, Palet J, et al. Simultaneous dipyridamole/maximal subjective exercise with 99m Tc-MIBI SPECT: improved diagnostic yield in coronary artery disease. *J Am Coll Cardiol*. 1997;29(3):531-6.
75. Manrique A, Koning R, Cribier A, Véra P. Effect of temporal sampling on evaluation of left ventricular ejection fraction by means of thallium-201 gated SPET: comparison of 16-and 8-interval gating, with reference to equilibrium radionuclide angiography. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2000;27(6):694-9.
76. Germano G, Kiat H, Kavanagh PB, Moriel M, Mazzanti M, Su H-T, et al. Automatic quantification of ejection fraction from gated myocardial perfusion SPECT. *J Nucl Med*. 1995;36(11):2138.
77. Hansen CL, Goldstein RA, Berman DS, Churchwell KB, Cooke CD, Corbett JR, et al. Myocardial perfusion and function single photon emission computed tomography. *J Nucl Cardiol*. 2006;13(6):e97-120.
78. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. *Circulation*. 2002;105(4):539-42.

79. Ben-Haim S, Kacperski K, Hain S, Van Gramberg D, Hutton BF, Erlandsson K, et al. Simultaneous dual-radionuclide myocardial perfusion imaging with a solid-state dedicated cardiac camera. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2010;37(9):1710-21.
80. Wright GA, Thackray S, Howey S, Cleland JG. Left ventricular ejection fraction and volumes from gated blood-pool SPECT: comparison with planar gated blood-pool imaging and assessment of repeatability in patients with heart failure. *J Nucl Med*. 2003;44(4):494-8.
81. Berger HJ, Johnstone DE, Goldman L, Reduto LA, Langou RA, Gottschalk A, et al. Multiple gated cardiac blood pool imaging for left ventricular ejection fraction: validation of the technique and assessment of variability. *Am J Cardiol*. 1979;43(6):1159-66.
82. Hacker M, Hoyer X, Kupzyk S, La Fougere C, Kois J, Stempfle H-U, et al. Clinical validation of the gated blood pool SPECT QBS® processing software in congestive heart failure patients: correlation with MUGA, first-pass RNV and 2D-echocardiography. *Int J Cardiovasc Imaging*. 2006;22(3-4):407-16.
83. Groch MW, DePuey EG, Belzberg AC, Erwin WD, Kamran M, Barnett CA, et al. Planar imaging versus gated blood-pool SPECT for the assessment of ventricular performance: a multicenter study. *J Nucl Med*. 2001;42(12):1773-9.
84. Massardo T, Jaimovich R, Lavados H, Gutiérrez D, Rodríguez JC, Saavedra JM, et al. Comparison of radionuclide ventriculography using SPECT and planar techniques in different cardiac conditions. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2007;34(11):1735-46.
85. Wells RG, Marvin B, Kovalski G, Ruddy TD. Planar radionuclide angiography with a dedicated cardiac SPECT camera. *J Nucl Cardiol*. 2013;20(3):358-66.
86. Jensen MM, Schmidt U, Huang C, Zerahn B. Gated tomographic radionuclide angiography using cadmium-zinc-telluride detector gamma camera; comparison to traditional gamma cameras. *J Nucl Cardiol*. 2014;21(2):384-96.
87. Duvall WL, Rai M, Ahlberg AW, O'Sullivan DM, Henzlova MJ. A multi-center assessment of the temporal trends in myocardial perfusion imaging. *J Nucl Cardiol*. 2015;22(3):539-51.
88. Chen Y-C, Ko C-L, Yen R-F, Lo M-F, Huang Y-H, Hsu P-Y, et al. Comparison of biventricular ejection fractions using cadmium-zinc-telluride SPECT and planar equilibrium radionuclide angiography. *J Nucl Cardiol*. 2016;23(3):348-61.
89. Tissot H, Roch V, Morel O, Veran N, Perrin M, Claudin M, et al. Left ventricular ejection fraction determined with the simulation of a very low-dose CZT-SPECT protocol and an additional count-calibration on planar radionuclide angiographic data. *J Nucl Cardiol*. 2019;26(5):1539-49.
90. Sibille L, Bouallegue FB, Bourdon A, Micheau A, Vernhet-Kovacsik H, Mariano-Goulart D. Comparative values of gated blood-pool SPECT and CMR for ejection fraction and volume estimation. *Nucl Med Commun*. 2011;32(2):121-8.

91. Harel F, Finnerty V, Grégoire J, Thibault B, Marcotte F, Ugolini P, et al. Gated blood-pool SPECT versus cardiac magnetic resonance imaging for the assessment of left ventricular volumes and ejection fraction. *J Nucl Cardiol*. 2010;17(3):427-34.
92. Garcia EV. Are SPECT measurements of myocardial blood flow and flow reserve ready for clinical use? *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2014;41(12):2291-3.
93. Ziadi MC, Williams K, Guo A, Renaud JM, Chow BJ, Klein R, et al. Does quantification of myocardial flow reserve using rubidium-82 positron emission tomography facilitate detection of multivessel coronary artery disease? *J Nucl Cardiol*. 2012;19(4):670-80.
94. Murthy VL, Naya M, Foster CR, Hainer J, Gaber M, Di Carli G, et al. Improved cardiac risk assessment with noninvasive measures of coronary flow reserve. *Circulation*. 2011;124(20):2215-24.
95. Klein R, Beanlands RS. Quantification of myocardial blood flow and flow reserve: technical aspects. *J Nucl Cardiol*. 2010;17(4):555-70.
96. Ben-Haim S, Kennedy J, Keidar Z. Novel cadmium zinc telluride devices for myocardial perfusion imaging—technological aspects and clinical applications. In: *Seminars in nuclear medicine*. Elsevier; 2016. p. 273-85.
97. Schelbert HR. Anatomy and physiology of coronary blood flow. *J Nucl Cardiol*. 2010;17(4):545-54.
98. Ben-Haim S, Murthy VL, Breault C, Allie R, Sitek A, Roth N, et al. Quantification of myocardial perfusion reserve using dynamic SPECT imaging in humans: a feasibility study. *J Nucl Med*. 2013;54(6):873-9.
99. Bouallègue FB, Roubille F, Lattuca B, Cung TT, Macia J-C, Gervasoni R, et al. SPECT myocardial perfusion reserve in patients with multivessel coronary disease: correlation with angiographic findings and invasive fractional flow reserve measurements. *J Nucl Med*. 2015;56(11):1712-7.
100. Shiraishi S, Sakamoto F, Tsuda N, Yoshida M, Tomiguchi S, Utsunomiya D, et al. Prediction of left main or 3-vessel disease using myocardial perfusion reserve on dynamic thallium-201 single-photon emission computed tomography with a semiconductor gamma camera. *Circ J*. 2015;79(3):623-31.
101. Nkoulou R, Fuchs TA, Pazhenkottil AP, Kuest SM, Ghadri JR, Stehli J, et al. Absolute myocardial blood flow and flow reserve assessed by gated SPECT with cadmium–zinc–telluride detectors using <sup>99m</sup>Tc-Tetrofosmin: head-to-head comparison with <sup>13</sup>N-ammonia PET. *J Nucl Med*. 2016;57(12):1887–1892.
102. Agostini D, Roule V, Nganoa C, Roth N, Baavour R, Parienti J-J, et al. First validation of myocardial flow reserve assessed by dynamic <sup>99m</sup>Tc-sestamibi CZT-SPECT camera: head to head comparison with <sup>15</sup>O-water PET and fractional flow reserve in patients with suspected coronary artery disease. The WATERDAY study. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2018;45(7):1079–1090.

103. Daou D, Sabbah R, Coaguila C, Boulahdour H. Feasibility of data-driven cardiac respiratory motion correction of myocardial perfusion CZT SPECT: A pilot study. *J Nucl Cardiol*. 2017;24(5):1598–1607.
104. van Dijk JD, van Dalen JA, Mouden M, Ottervanger JP, Knollema S, Slump CH, et al. Value of automatic patient motion detection and correction in myocardial perfusion imaging using a CZT-based SPECT camera. *J Nucl Cardiol*. 2018;25(2):419–428.
105. Hunter CR, Klein R, Beanlands RS, deKemp RA. Patient motion effects on the quantification of regional myocardial blood flow with dynamic PET imaging. *Med Phys*. 2016;43(4):1829–1840.
106. Wells RG, Marvin B, Poirier M, Renaud J, Ruddy TD, others. Optimization of SPECT measurement of myocardial blood flow with corrections for attenuation, motion, and blood binding compared with PET. *J Nucl Med*. 2017;58(12):2013–2019.
107. D'estanque E, Hedon C, Lattuca B, Bourdon A, Benkiran M, Verd A, et al. Optimization of a simultaneous dual-isotope 201Tl/123I-MIBG myocardial SPECT imaging protocol with a CZT camera for trigger zone assessment after myocardial infarction for routine clinical settings: Are delayed acquisition and scatter correction necessary? *J Nucl Cardiol*. 2016;1-9.
108. Bellevre D, Manrique A, Legallois D, Bross S, Baavour R, Roth N, et al. First determination of the heart-to-mediastinum ratio using cardiac dual isotope (123I-MIBG/99mTc-tetrofosmin) CZT imaging in patients with heart failure: the ADRECARD study. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2015;42(12):1912-9.
109. Ko T, Utanohara Y, Suzuki Y, Kurihara M, Iguchi N, Umemura J, et al. A preliminary feasibility study of simultaneous dual-isotope imaging with a solid-state dedicated cardiac camera for evaluating myocardial perfusion and fatty acid metabolism. *Heart Vessels*. 2016;31(1):38-45.
110. Berman DS, Kang X, Tamarappoo B, Wolak A, Hayes SW, Nakazato R, et al. Stress thallium-201/rest technetium-99m sequential dual isotope high-speed myocardial perfusion imaging. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2009;2(3):273-82.
111. Barone-Rochette G, Leclere M, Calizzano A, Vautrin E, Céline G-C, Broisat A, et al. Stress thallium-201/rest technetium-99m sequential dual-isotope high-speed myocardial perfusion imaging validation versus invasive coronary angiography. *J Nucl Cardiol*. 2015;22(3):513-22.
112. Makita A, Matsumoto N, Suzuki Y, Hori Y, Kuronuma K, Yoda S, et al. Clinical feasibility of simultaneous acquisition rest 99mTc/stress 201Tl dual-isotope myocardial perfusion single-photon emission computed tomography with semiconductor camera. *Circ J*. 2016;80(3):689-95.
113. Blaire T, Bailliez A, Bouallegue FB, Bellevre D, Agostini D, Manrique A. Determination of the Heart-to-Mediastinum Ratio of 123I-MIBG Uptake Using Dual-Isotope (123I-MIBG/99mTc-Tetrofosmin) Multipinhole Cadmium-Zinc-Telluride SPECT in Patients with Heart Failure. *J Nucl Med*. 2018;59(2):251–258.



114. Blaire T, Bailliez A, Bouallegue FB, Bellevre D, Agostini D, Manrique A. Left ventricular function assessment using  $^{123}\text{I}/^{99\text{m}}\text{Tc}$  dual-isotope acquisition with two semi-conductor cadmium–zinc–telluride (CZT) cameras: a gated cardiac phantom study. *EJNMMI Phys.* 2016;3(1):27.
115. Fan P, Hutton BF, Holstensson M, Ljungberg M, Hendrik Pretorius P, Prasad R, et al. Scatter and crosstalk corrections for  $^{99\text{m}}\text{Tc}/^{123}\text{I}$  dual-radionuclide imaging using a CZT SPECT system with pinhole collimators. *Med Phys.* 2015;42(12):6895-911.
116. Holstensson M, Erlandsson K, Poludniowski G, Ben-Haim S, Hutton BF. Model-based correction for scatter and tailing effects in simultaneous  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  and  $^{123}\text{I}$  imaging for a CdZnTe cardiac SPECT camera. *Phys Med Biol.* 2015;60(8):3045.
117. Bienenstock EA, Ennis M. The effect of object size on the sensitivity of single photon emission computed tomography: comparison of two CZT cardiac cameras and an Anger scintillation camera. *EJNMMI Phys.* 2014;1(1):97.
118. Hindorf C, Oddstig J, Hedeer F, Hansson MJ, Jögi J, Engblom H. Importance of correct patient positioning in myocardial perfusion SPECT when using a CZT camera. *J Nucl Cardiol.* 2014;21(4):695-702.
119. Friedman J, Van Train K, Maddahi J, Rozanski A, Prigent F, Bietendorf J, et al. « Upward creep » of the heart: a frequent source of false-positive reversible defects during thallium-201 stress-redistribution SPECT. *J Nucl Med Off Publ Soc Nucl Med.* 1989;30(10):1718-22.
120. Cooper JA, Neumann PH, McCandless BK. Effect of patient motion on tomographic myocardial perfusion imaging. *J Nucl Med.* 1992;33(8):1566-71.
121. Botvinick EH, Zhu YY, O'Connell WJ, Dae MW. A quantitative assessment of patient motion and its effect on myocardial perfusion SPECT images. *J Nucl Med Off Publ Soc Nucl Med.* 1993;34(2):303-10.
119. Bienenstock EA, Ennis M. The effect of object size on the sensitivity of single photon emission computed tomography: comparison of two CZT cardiac cameras and an Anger scintillation camera. *EJNMMI Phys.* 2014;1(1):97.
120. Hindorf C, Oddstig J, Hedeer F, Hansson MJ, Jögi J, Engblom H. Importance of correct patient positioning in myocardial perfusion SPECT when using a CZT camera. *J Nucl Cardiol.* 2014;21(4):695-702.
121. Friedman J, Van Train K, Maddahi J, Rozanski A, Prigent F, Bietendorf J, et al. « Upward creep » of the heart: a frequent source of false-positive reversible defects during thallium-201 stress-redistribution SPECT. *J Nucl Med Off Publ Soc Nucl Med.* 1989;30(10):1718-22.
122. Cooper JA, Neumann PH, McCandless BK. Effect of patient motion on tomographic myocardial perfusion imaging. *J Nucl Med.* 1992;33(8):1566-71.

123. Botvinick EH, Zhu YY, O'Connell WJ, Dae MW. A quantitative assessment of patient motion and its effect on myocardial perfusion SPECT images. J Nucl Med Off Publ Soc Nucl Med. 1993;34(2):303-10.
124. Salvadori J, Petegnief Y, Sabbah R, Morel O, Boulahdour H, Karcher G, et al. Compared vulnerabilities to small cardiac motions between different cameras used for myocardial perfusion imaging. J Nucl Cardiol. 2018 [Epub ahead of print].
125. Kennedy JA, William Strauss H. Motion detection and amelioration in a dedicated cardiac solid-state CZT SPECT device. Med Eng Biol Comput 2017 Apr;55(4):663-671.

## RAPPORTS SFPM PRECEDEMENT PARUS

Titre	Sous-titre	Numéro	Date	Domaine	Disponibilité
Quality control of electrons accelerators for medical use		1A	1989	RT	OUI
Choix et évaluation des systèmes informatiques en radiothérapie		2	1989	RT	NON
Evaluation des performances et contrôle de qualité des scanners		3	1990	RA	OUI
Recommandations pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe	Réunion commune SFPM/SFRO	4	1992	RT	NON
Intercomparaison dosimétrique en curiethérapie		5	1991	RT	NON
Quality control of asymmetric fields on medical electron accelerators		6A	1993	RT	OUI
Contrôle de qualité des champs asymétriques pour les accélérateurs d'électrons à usage médical		6	1992	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	1ère partie - mode planaire	7	1992	MN	OUI
Guide pratique de maîtrise de la qualité en radiodiagnostic conventionnel	Commission \Imagerie\''''	8	1993	RA	NON
Etalonnage et contrôle de qualité des activimètres		10	1995	MN	OUI
Contrôle de qualité en curiethérapie par Iridium 192 à haut débit de dose		11	1995	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	2ème partie - mode tomographique	12	1996	MN	OUI
Evaluation des performances des systèmes d'imagerie de contrôle		13	1996	RT	OUI
Evaluation des performances et contrôle de qualité des caméras à scintillations.	3ème partie - mode corps entier	14	1997	MN	OUI
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire		15	1998	MN	OUI
Contention et repositionnement Etat de l'art en 1999		16	1999	RT	OUI
Guide pour la mise en oeuvre en radiothérapie externe de l'assurance qualité par mesures in vivo par dosimètres thermoluminescents et semi-conducteurs		18	2000	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en médecine nucléaire.		19	2001	MN	OUI
Contrôle de qualité des collimateurs multilames		20	2003	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie		21		RA	OUI
Le rôle et les besoins en radiophysiciens dans le service de médecine nucléaire	mise à jour du rapport n°15	22	2006	MN	OUI
Contrôle de qualité spécifique en IRM : développement et réalisation d'un objet-test multimodal		23	2007	IRM	OUI
Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d'émission de positons		24	2008	MN	OUI
Contrôle de qualité d'une installation de simulation virtuelle		25	2009	RT	OUI
Contrôle de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité		26	2010	RT	OUI
Recommandations pour la mise en service et l'utilisation d'un TPS	mise à jour des rapports n°7, 12, 14	27	2010	RT	OUI
Contrôle de qualité et mesure des performances des gammas caméras		28	2012	MN	OUI
Radiothérapie guidée par l'image. Contrôle de qualité des équipements à rayons X (IGRT)		29	2014	RT	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie	mise à jour du rapport n° 21	30	2015	RA	OUI
Rôle et responsabilités du PM dans la validation des traitements oncologiques en radiothérapie interne vectorisée		31	2015	MN	OUI

Niveaux de référence en radiologie interventionnelle		32	2017	RA	OUI
Dosimétrie des explorations diagnostiques en médecine nucléaire	Mise à jour rapport N° 19	33	2017	MN	OUI
Assurance qualité en radiothérapie par modulation d'intensité rotationnelle		34	2018	RT	OUI
qualité et sécurité des radiochirurgies et des radiothérapies stéréotaxiques		35	2019	RT	OUI
Assurance de qualité en curiethérapie : Techniques par projecteur de sources et implants prostatiques		36	2019	RT	OUI
Les caméras CZT cardiaques dédiées		37	2020	MN	OUI