



MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA
RECHERCHE SCIENTIFIQUE
UNIVERSITÉ MOULOUD MAMMÉRI DE TIZI-OUZOU
HÔPITAL CHAHIDS MAHMOUDI
FACULTÉ DES SCIENCES
DÉPARTEMENT DE PHYSIQUE

Mémoire de master

Présenté par:
IMLOUL KENZA

Sujet :

Etude de performance d'un PET-Scan: Cas de l'Hôpital Chahids Mahmoudi

Filière : Physique

Spécialité : Physique Médicale

Membres de Jury d'examen:

Sali Nasser	U.M.M.T.O	Président
Kristiou Mohamed Islem	Hopital Centrale l'armée	Examineur
Nadi Ahmed	H.C.M. Tizi-Ouzou	Examineur
Boumaza Lynda	Octreopharm Healthcare Industry	Encadrante

Soutenu publiquement le : 08 Juillet 2025

Remerciements

Avant toute chose, je remercie Dieu, qui m'a donné la force, la patience et la volonté nécessaires à la réalisation de ce travail. Ce travail a été réalisé au sein de l'Hôpital Chahid Mahmoudi de Tizi-Ouzou, établissement que je remercie pour son accueil et les moyens mis à ma disposition. Je remercie sincèrement **Monsieur SALI**, président du jury, pour l'honneur qu'il m'a fait en acceptant d'évaluer ce mémoire. Mes remerciements s'adressent à **Monsieur KRISTIYOU**, pour avoir accepté d'examiner ce travail et pour l'intérêt qu'il lui a porté. Je remercie également **Monsieur NADI**, pour avoir examiné ce travail avec attention.

Je tiens à remercier tout particulièrement **Madame Boumaza**, physicienne médicale à l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi-Ouzou, qui m'a encadrée avec attention tout au long de ce projet. Merci pour votre écoute, votre disponibilité, vos conseils avisés, et pour la confiance que vous m'avez accordée. Votre soutien m'a beaucoup aidée à avancer avec confiance.

Je remercie sincèrement **Monsieur TOUTAOUI Abdelkader**, Directeur de la Physique Médicale à l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi-Ouzou, pour ses orientations précieuses, ses conseils et ses engagements.

Ma gratitude va aussi à **Madame Ait Chikh Sounya**, pour sa disponibilité et ses conseils toujours pertinents. Je vous remercie sincèrement.

Je remercie également les membres de l'équipe de physique médicale à l'hôpital Chahids Mahmoudi : **Madame LOUELIH Ryma Monsieur MET-CHAT Billal**, et **Monsieur BENCHEIKH Samir**, Merci pour votre accueil, vos conseils, vos partages d'expérience et votre esprit d'équipe.

Dédicaces

À mes parents,

*Merci pour votre amour inconditionnel, votre patience, votre présence de
chaque instant
et tous les sacrifices que vous avez faits sans jamais les compter.*

*Vous avez toujours cru en moi,
même quand moi j'en doutais.*

*Ce travail, je vous le dois.
Je vous le dédie avec tout mon cœur
et toute ma reconnaissance.*

À tous mes camarades de la section,

qui m'ont toujours encouragée, et à qui je souhaite beaucoup de succès.

Table des matières

Table des figures	vi
Liste des tableaux	viii
Liste des acronymes	ix
Introduction générale	1
1 Principe physique et techniques du PET scan	3
1.1 Principe de la tomographie par émission de positons	3
1.1.1 Principe de l'annihilation électron-positron	3
1.1.2 Détection des photons en coïncidence	4
1.1.2.1 Principe de coïncidence en TEP	4
1.1.2.2 Types d'événements détectés	5
1.2 Radio-isotopes et désintégration radioactive	6
1.2.1 Types de radio-isotopes utilisés	6
1.2.1.1 Principaux radio-isotopes utilisés en PET	6
1.2.2 Production des radio-isotopes	6
1.2.2.1 Cyclotron	6
1.2.2.2 Principe de fonctionnement	7
1.2.2.3 Générateur de radio-isotopes	7
1.3 Acquisition et reconstruction des images	7
1.3.1 Détection des photons et formation de l'image	7
1.3.1.1 Principe de détection des photons	7
1.3.1.2 Formation de l'image PET	7
1.3.2 Méthodes de reconstruction des images	8
1.3.2.1 Méthode de rétroprojection filtrée (FBP - Filtered Back Projection)	8
1.3.2.2 Méthode d'Expectation Maximization (EM) : OSEM et ML-EM	8
1.4 Composants d'un système PET/CT	8
1.4.1 Composants d'un système PET	8
1.4.1.1 Détecteurs et cristaux scintillateurs	8
1.4.1.2 Électronique associée et traitement du signal	10
1.4.2 Composants d'un système CT	11
1.4.3 Intégration d'un système PET/CT	11
1.4.3.1 Acquisition combinée	11
1.4.3.2 Correction d'atténuation avec le CT	11

2	Performance et facteurs influençant le PET Scan	12
	Introduction	12
2.1	Critères de performance de la partie PET d'un PET Scan	12
2.1.1	Résolution spatiale	12
2.1.1.1	Taille des détecteurs et cristaux scintillateurs	12
2.1.1.2	Non-colinéarité des photons d'annihilation	13
2.1.1.3	Influence de la technologie Time-of-Flight (TOF)	13
2.1.1.4	Facteurs additionnels influençant la résolution	13
2.1.1.5	Algorithmes de reconstruction	13
2.1.2	Sensibilité	14
2.1.2.1	Définition de la Sensibilité	14
2.1.2.2	Système de Sensibilité et Facteurs Influent	14
2.1.3	Fraction de coïncidence diffusées	15
2.1.3.1	Facteurs influençant la fraction de diffusion	16
2.1.4	Taux de comptage équivalent au bruit (NECR)	16
2.1.4.1	Optimisation des paramètres du système PET	16
2.1.5	Précision quantitative	17
2.1.6	Qualité d'image	17
2.1.7	Correction des artéfacts et linéarité du détecteur	18
2.2	Critères de performance de la partie scanner du PET-CT	18
2.2.1	La linéarité	18
2.2.2	La résolution en bas contraste	18
2.2.3	Le bruit de fond	18
2.2.4	L'uniformité	19
2.2.5	La résolution spatiale	19
2.2.6	L'évaluation dosimétriques	19
2.2.6.1	CTDI (Computed Tomography Dose Index)	19
2.2.6.2	CTDI ₁₀₀	19
2.2.6.3	CTDI _w (Indice de dose pondéré)	20
2.2.6.4	CTDI _{vol} (Indice de dose volumique)	20
2.2.6.5	Produit Dose Longueur (PDL ou DLP)	20
3	Matériels et Méthodes	21
	Introduction	21
3.1	Matériel utilisé	21
3.1.1	Scanner PET-CT	21
3.1.2	Source radioactive	22
3.1.3	Activimètre	22
3.1.4	Fantôme Annulus (⁶⁸ Ge)	23
3.1.5	Fantôme de sensibilité	24
3.1.6	NEMA IEC Body Phantom	24
3.1.7	Fantôme de diffusion (Scatter Phantom)	25
3.1.8	Flood Phantom	25
3.1.9	Catphan 504	26
3.1.10	AQUILAB CT Lasers	27
3.1.11	Fantôme dosimétrique CTDI	27
3.1.12	Chambre d'ionisation Crayon	28
3.1.13	Électromètre	29

3.1.14	Outils informatiques et logiciels	29
3.2	Méthodes	30
3.2.1	Calibration quotidienne des détecteurs de la partie PET du PET-Scanner	30
3.2.2	Tests de sensibilité de la partie PET du PET-Scanner	30
3.2.3	Tests de qualité d'image de la partie PET du PET-Scanner	31
3.2.4	Correction tridimensionnelle du compteur de puits (WCC 3D)	33
3.2.4.1	Normalisation avec le fantôme annulus ^{68}Ge	34
3.2.4.2	Correction du compteur de puits (WCC FDG Flood)	34
3.2.5	Contrôle dosimétrique de la partie CT du PET-Scanner	35
3.2.6	Contrôle de la qualité de l'image de la partie scanner du PET-CT	37
3.2.6.1	Vérification de la taille de pixel et distorsion	38
3.2.6.2	Test de Résolution à bas contraste	38
3.2.6.3	Test de Linéarité des Nombres CT	39
3.2.6.4	Tests Bruit, Uniformité et nombre CT moyen	39
3.2.6.5	Analyse de la résolution spatiale	40
3.2.7	Contrôle qualité mécanique	41
3.2.7.1	Vérification de l'alignement des lasers	41
3.2.7.2	Vérification du déplacement de la table patient	42
4	Résultats et Discussion	43
4.1	Résultats du contrôle qualité mécanique	43
4.1.1	Vérification de l'alignement des lasers	43
4.1.2	Vérification du déplacement de la table patient	43
4.2	Résultats de l'étude de Performance de la partie PET du PET-Scanner	44
4.2.1	Calibration quotidienne DQA	44
4.2.2	Sensibilité	47
4.2.3	Qualité d'image	49
4.2.4	Correction 3D du compteur de puits	52
4.3	Étude de performance de la partie CT du PET-Scanner Contrôle	53
4.3.1	Vérification dosimétrique du scanner	53
4.3.2	Contrôle de la qualité d'image de la partie scanner PET-CT	54
4.3.2.1	Résultats de vérification de la taille de pixel et distorsion	54
4.3.2.2	Résultats du Test de résolution à bas contraste	54
4.3.2.3	Résultats de vérification de la linéarité des Nombres CT	55
4.3.2.4	Résultats de contrôle du Bruit de fond, de l'Uniformité et des nombres CT moyen	57
4.3.2.5	Résultats du test de la Résolution spatiale	57
	Conclusion générale	60
	Bibliographie	i
	Annexes	v
	Procédure de calibration quotidienne (Daily Quality Assurance – DQA)	v
	Test de sensibilité	vi
	Test de qualité d'image, de correction d'atténuation et de correction de diffusion	xiii
	Test de calibration WCC (Whole Crystal Calibration)	xxv

Table des figures

1.1	Schéma de l'annihilation électron-positron	4
1.2	Principe de détection d'événements coïncidents de deux détecteurs.	4
1.3	Différents types de coïncidences.	5
1.4	Composante d'un système PET	8
1.5	Schéma du détecteur en TEP composé d'un photomultiplicateur couplé à un cristal scintillant	9
1.6	Schéma d'un détecteur en bloc utilisé dans les scanners PET cliniques, avec des cristaux BGO ou LSO segmentés et des tubes photomultiplicateurs [1]	10
1.7	Composants d'un système CT	11
2.1	Phénomène d'annihilation dans tissu	13
2.2	Mesure de la largeur d'un pic : FWHM et FWTM	14
2.3	L'acceptance angulaire entre les septas des couronnes influencent la sensibilité des PET 3D	15
3.1	TEP Scanner GE DISCOVERY IQ 5 Ring de GE Healthcare	21
3.2	Activimètre CRC-25R de Capintec INC (Service TEP Scan – HCM, Tizi Ouzou)	23
3.3	Fantôme ^{68}Ge Annulus	24
3.4	Fantôme de sensibilité NEMA	24
3.5	NEMA IEC Body Phantom	25
3.6	Scatter Phantom	25
3.7	Flood phantom	26
3.8	Catphan 504	27
3.9	Fantôme d'alignement des lasers AQUILAB CT Lasers	27
3.10	Fantôme dosimétrique CTDI	28
3.11	Chambre d'ionisation de type PTW TM30009	28
3.12	Électromètre de type PTW UNIDOS E	28
3.13	La console de commande du PET-CT	29
3.14	Positionnement du fantôme ^{68}Ge Annulus DQA pour la calibration quotidienne des détecteurs TEP	30
3.15	Positionnement de la source linéaire pour le test de sensibilité au centre du FOV	31
3.16	Positionnement du fantôme NEMA IEC Body et le fantôme de diffusion pour l'évaluation de qualité d'image	32
3.17	Positionnement du fantôme uniforme rempli d'eau selon la procédure 3D WCC	35
3.18	Répartition des positions de mesure dans le fantôme dosimétrique en PMMA.	36
3.19	Positionnement de fantôme CATPHON 504	37

3.20	Évaluation de la taille de pixel et analyse des distorsions sur le fantôme Catphan.	38
3.21	Analyse de la détectabilité des sphères dans un fantôme de contraste. . . .	38
3.22	Analyse des matériaux de référence dans le module CTP404 pour la linéarité des nombres CT	39
3.23	Évaluation d'uniformité de module CTP486.	40
3.24	Analyse de la résolution spatiale : Étude du module CTP528.	41
3.25	Positionnement du fantôme AQUILAB	42
3.26	Table en différentes positions longitudinal	42
4.1	Rapport de la procédure quotidienne de contrôle qualité affiché sur la console du TEP GE	47
4.2	Profil de sensibilité axiale pour une source linéaire placée au centre du FOV	48
4.3	profil de sensibilité axiale pour une source linéaire décalée radialement de 10 cm	48
4.4	Image TEP moyenne obtenue à partir des trois acquisitions	50
4.5	Évolution du contraste mesuré (%) en fonction du diamètre des sphères. . .	51
4.6	Évolution de la variabilité du bruit de fond (%) en fonction du diamètre des sphères.	52
4.7	génération de correction de la sensibilité et de l'activité	53
4.8	La densité électronique en fonction des nombres CT	56
4.9	La MTF en fonction de fréquence spatial(pl/cm)	58

Liste des tableaux

1.1	Caractéristiques des isotopes les plus utilisés en TEP	6
3.1	Caractéristiques techniques du scanner PET/CT GE Discovery IQ – 5 Ring	22
3.2	Les activités utilisées durant les différents tests réalisés	22
3.3	Caractéristiques techniques de l'activimètre Capintec CRC-25R	23
3.4	Représentation des paramètres d'acquisition	37
4.1	Contrôle des lasers	43
4.2	Déplacement de la table longitudinal	44
4.3	Informations sur le fantôme utilisé pour la mesure	45
4.4	Résumé des indicateurs de performance du système TEP	45
4.5	Résumé des statuts du système TEP	46
4.6	Tableau des résultats de sensibilité du système PET-CT GE Discovery IQ .	48
4.7	Valeurs de la variabilité de bruit de fond et du recouvrement de contraste .	50
4.8	Résultats du test d'erreur pulmonaire pour le fantôme NEMA IQ.	50
4.9	Les résultats de la mesure du $CTDI_{100}$	53
4.10	Comparaison des valeurs de $CTDI_{vol}$ mesuré et affiché	54
4.11	Taille de pixel et distorsion	54
4.12	Résolution à bas contraste	54
4.13	Linéarité des nombres CT	55
4.14	Données du nombre CT, déviation standard et bruit pour chaque ROI . . .	57
4.15	Résultats de mesure MTF	58

Liste des acronymes

- **11C** : Carbone-11
- **13N** : Azote-13
- **15O** : Oxygène-15
- **18F** : Fluor-18
- **68Ga** : Gallium-68
- **68Ge** : Germanium-68
- **BGO** : Bismuth Germanate
- **cps/Bq** : Counts per Second per Becquerel
- **CT** : Computed Tomography
- **CTDI** : Computed Tomography Dose Index
- **DLP** : Dose Length Product
- **FDG** : FluoroDésoxyGlucose
- **FBP** : Filtered Back Projection
- **FOV** : Field of View
- **FWHM** : Full Width at Half Maximum
- **IAEA** : International Atomic Energy Agency
- **IR** : Iterative Reconstruction
- **HU** : Hounsfield Unit
- **LOR** : Line of Response
- **LSO** : Lutetium Oxyorthosilicate
- **LYSO** : Lutetium Yttrium Oxyorthosilicate
- **ML-EM** : Maximum Likelihood Expectation Maximization
- **NEMA** : National Electrical Manufacturers Association
- **NEC** : Noise Equivalent Count
- **OSEM** : Ordered Subset Expectation Maximization
- **PET** : Positron Emission Tomography
- **PET/CT** : Combinaison PET + CT
- **PMT** : Photomultiplier Tube
- **PSF** : Point Spread Function
- **SF** : Scatter Fraction
- **SiPM** : Silicon Photomultiplier

- **SUV** : Standard Uptake Value
- **TEP** : Tomographie par Émission de Positons
- **TOF** : Time-of-Flight
- β^+ : *Positon*

Introduction générale

Au cours des dernières décennies, la tomographie par émission de positons (TEP) a connu une évolution remarquable, passant du statut de technique expérimentale à celui d'outil incontournable en imagerie médicale, notamment en oncologie. Cette modalité d'imagerie fonctionnelle permet de visualiser *in vivo* le métabolisme cellulaire grâce à l'utilisation de radiotraceurs spécifiques, offrant ainsi une meilleure caractérisation des tissus pathologiques par rapport aux techniques purement anatomiques.

L'intégration de la tomodensitométrie (CT) à la TEP a donné naissance aux systèmes hybrides TEP/CT, permettant de combiner les informations fonctionnelles et morphologiques en un seul examen. Ce progrès technologique a contribué à améliorer la précision du diagnostic, la stadification des tumeurs, ainsi que le suivi et l'évaluation de la réponse thérapeutique chez les patients atteints de cancer.

Cependant, la performance d'un scanner TEP/CT ne peut être tenue pour acquise. En effet, la qualité des images produites, et donc la fiabilité des informations cliniques qui en découlent, dépend fortement de la performance technique du système. Des paramètres tels que la résolution spatiale, la sensibilité, le bruit, la précision quantitative, ou encore la correction des effets physiques (atténuation, diffusion, coïncidences accidentelles...) influencent directement la qualité des images TEP. Il devient alors essentiel de caractériser, évaluer et surveiller régulièrement ces performances, en particulier dans les centres cliniques où la précision du diagnostic repose sur la qualité des examens.

C'est dans ce contexte que s'inscrit le présent travail, entièrement consacré à l'évaluation des performances du scanner TEP/CT *Discovery IQ (5 Ring)*, un système de nouvelle génération installé à l'Hôpital Chahid's Mahmoudi de Tizi Ouzou. Ce scanner, produit par GE Healthcare, a été soumis à une série de tests rigoureux conformément aux recommandations de la norme NEMA NU2-2018 [38], qui constitue la référence internationale pour l'évaluation objective des performances des systèmes TEP.

L'objectif de ce mémoire est donc de réaliser une caractérisation expérimentale complète de ce système, en mettant en œuvre les procédures normalisées, les phantoms spécifiques et les protocoles techniques adaptés afin d'obtenir des données fiables sur les principales performances du scanner.

Ce travail permet non seulement de garantir le bon fonctionnement du système, mais aussi d'assurer la conformité aux exigences cliniques et réglementaires, et de contribuer à l'amélioration continue de la qualité des soins en imagerie nucléaire.

Ce mémoire est structuré en plusieurs chapitres. Le premier chapitre présente les principes physiques et techniques de la TEP, en mettant en lumière les mécanismes de détection et de formation d'image. Le deuxième chapitre s'intéresse aux critères de performance, aux facteurs influençant la qualité de l'image et à la méthodologie d'évaluation. Le troisième chapitre décrit en détail le matériel utilisé, notamment le scanner étudié, les dispositifs de mesure et les fantômes ainsi que la méthodologie suivie conformément à la norme NEMA[15]. Enfin, le dernier chapitre présente les résultats obtenus, accompagnés de leur analyse critique, ainsi que des perspectives pour l'optimisation des performances et de la qualité d'image.

À travers ce travail, nous espérons apporter une contribution utile à la compréhension et à l'évaluation des performances des scanners TEP/CT, pierre angulaire de la fiabilité des examens en médecine nucléaire moderne.

Chapitre 1

Principe physique et techniques du PET scan

Introduction

L'imagerie médicale joue un rôle essentiel dans le diagnostic et le suivi des maladies. Parmi les techniques modernes, la tomographie par émission de positons (PET) qui est une méthode avancée permettant d'analyser l'activité métabolique des tissus. Elle repose sur l'émission de positons par un radio-isotope, entraînant une annihilation avec un électron et la production de deux photons gamma détectés en coïncidence.

Ce chapitre aborde les principes physiques du PET, les radio-isotopes utilisés, ainsi que les techniques d'acquisition et de reconstruction des images, afin de comprendre les fondements de cette modalité d'imagerie.

1.1 Principe de la tomographie par émission de positons

1.1.1 Principe de l'annihilation électron-positron

La tomographie par émission de positons (TEP) repose sur un phénomène physique fondamental : l'annihilation électron-positron. Cette interaction découle de la désintégration d'un radio-isotope émetteur de positons, tel que le fluor-18 (^{18}F), couramment utilisé en imagerie médicale.

Lors de sa désintégration, un noyau instable émet un positon (β^+), qui est l'antiparticule de l'électron. Ce positon possède une énergie cinétique et parcourt une courte distance dans les tissus avant d'interagir avec un électron du milieu environnant. Cette rencontre entraîne un processus d'annihilation, où les deux particules disparaissent et sont converties en énergie sous forme de deux photons gamma de 511 keV chacun.

Ces photons gamma sont émis simultanément en directions opposées à 180° l'un de l'autre (Figure 1.1), conformément au principe de conservation de la quantité de mouvement [1]. Ce phénomène constitue la base de la détection en TEP et permet la localisation des événements d'annihilation à l'intérieur du corps du patient. L'énergie de 511 keV correspond à l'énergie de masse d'un électron ou d'un positon, conformément à l'équation d'Einstein (Équation 1.1).

$$E = mc^2 \quad (1.1)$$

Où :

- m est la masse du positron (ou de l'électron)
- c est la vitesse de la lumière

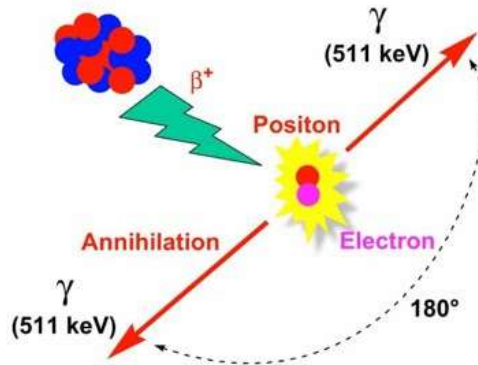


FIGURE 1.1 – Schéma de l'annihilation électron-positron

1.1.2 Détection des photons en coïncidence

1.1.2.1 Principe de coïncidence en TEP

En tomographie par émission de positons (TEP), la détection des photons gamma repose sur le principe de coïncidence. Lorsqu'un positon émis par un radio-isotope rencontre un électron, leur annihilation produit deux photons gamma de 511 keV émis à 180° l'un de l'autre.

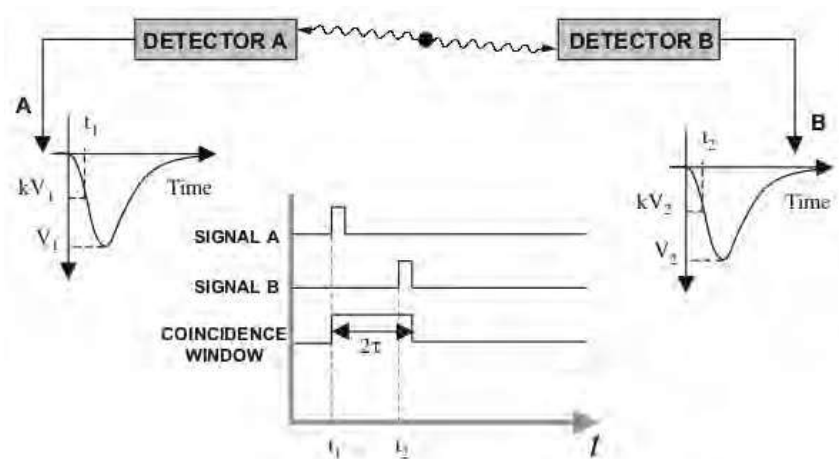


FIGURE 1.2 – Principe de détection d'événements coïncidents de deux détecteurs.

La détection de ces photons est assurée par un circuit de coïncidence représenté en Figure 1.2 :

- Lorsqu'un premier photon atteint un détecteur, une fenêtre de coïncidence d'une durée de 5 à 20 nanosecondes s'ouvre.

- Si un second photon est détecté dans cette fenêtre temporelle par un détecteur situé en opposition, les deux événements sont considérés comme une coïncidence vraie.

Les photons détectés définissent ainsi une ligne de réponse (LOR - Line of Response) reliant les deux détecteurs activés. La position de l'événement d'annihilation est estimée en fonction des photons détectés [2] [17].

Cependant, avant d'atteindre les détecteurs, ces photons peuvent subir des interactions dans les tissus, entraînant une perte d'énergie ou une déviation. Pour minimiser ces effets parasites, une fenêtre énergétique de coïncidence est appliquée, ne conservant que les photons dont l'énergie se situe entre 350 et 700 keV.

Note : Il est important de noter que les signaux A et B sur la Figure 1.2 entraînent chacun le déclenchement d'une fenêtre temporelle de coïncidence Δt . Un circuit de coïncidence vérifie ensuite la détection simultanée des deux signaux [2].

1.1.2.2 Types d'événements détectés

Lors de l'acquisition des signaux, trois types d'événements sont enregistrés. Ces derniers sont représentés en Figure 1.3 [7].

- Coïncidences vraies : Deux photons issus d'une même annihilation atteignent les détecteurs sans interaction préalable. Ces événements permettent une localisation précise de la désintégration.
- Coïncidences diffusées : L'un des photons a subi une interaction Compton dans le patient avant d'atteindre le détecteur. Cela fausse la ligne de réponse et entraîne une perte de précision.
- Coïncidences fortuites : Deux photons détectés simultanément proviennent de deux annihilations distinctes. Ce bruit parasite peut être réduit par des algorithmes de correction.

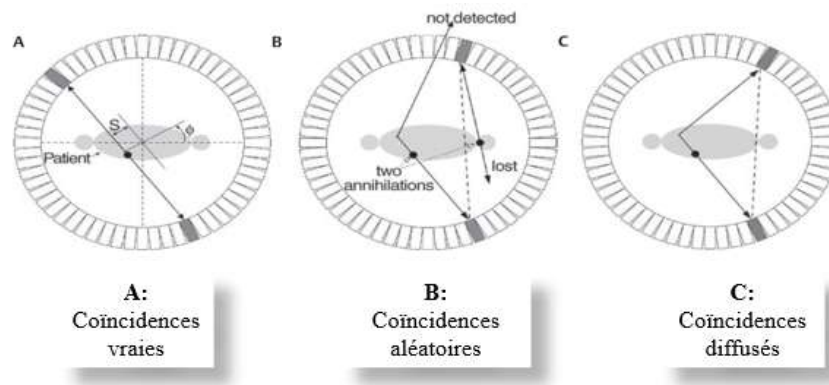


FIGURE 1.3 – Différents types de coïncidences.

Seules les coïncidences vraies non diffusées permettent une localisation correcte de l'annihilation du positon.

1.2 Radio-isotopes et désintégration radioactive

La tomographie par émission de positons (PET) repose sur l'utilisation de radio-isotopes émetteurs de positons (β^+). Ces isotopes sont incorporés dans des molécules biologiquement actives pour tracer différentes fonctions métaboliques ou physiologiques. Cette section aborde les principaux radio-isotopes utilisés en PET, ainsi que leur production et leur demi-vie.

1.2.1 Types de radio-isotopes utilisés

Les radio-isotopes utilisés en PET doivent répondre à plusieurs critères :

- Avoir une demi-vie adaptée à l'examen diagnostique.
- Émettre des positons (β^+) pour produire des photons gamma détectables.
- Pouvoir être incorporés dans des biomolécules pertinentes pour l'imagerie médicale.

1.2.1.1 Principaux radio-isotopes utilisés en PET

Les principaux radio-isotopes utilisés en PET sont présentés dans le tableau suivante (Table 1.1).

TABLE 1.1 – Caractéristiques des isotopes les plus utilisés en TEP

Isotope	Demi-vie	Énergie max du positron	Application principale
Fluor-18 (^{18}F)	109,8 min	0,635 MeV	Métabolisme du glucose (FDG-PET)
Carbone-11 (^{11}C)	20,3 min	0,96 MeV	Neurosciences, oncologie
Azote-13 (^{13}N)	9,97 min	1,19 MeV	Imagerie du flux sanguin (perfusion myocardique)
Oxygène-15 (^{15}O)	2,04 min	1,73 MeV	Étude du métabolisme de l'oxygène et du débit sanguin
Gallium-68 (^{68}Ga)	68 min	1,92 MeV	Imagerie des récepteurs spécifiques (ex. PSMA en oncologie)

1.2.2 Production des radio-isotopes

Les radio-isotopes utilisés en PET sont principalement produits par deux méthodes :

1.2.2.1 Cyclotron

Le cyclotron est un accélérateur de particules utilisé pour produire des radio-isotopes émetteurs de positons destinés à la tomographie par émission de positons (TEP). Il permet de bombarder une cible avec des particules chargées (protons ou deutons), provoquant des réactions nucléaires qui génèrent des isotopes radioactifs.

Les radio-isotopes ainsi produits sont ensuite utilisés pour marquer des radiopharmaceutiques, qui sont injectés aux patients afin de permettre l'imagerie métabolique et fonctionnelle des tissus. La production doit être rapide et efficace, car certains isotopes ont une demi-vie très courte.

1.2.2.2 Principe de fonctionnement

Les cyclotrons font usage de la force magnétique sur des particules chargées en mouvement, introduites au centre d'une enceinte où règne un vide poussé. Les particules décrivent une trajectoire en spirale depuis le centre du cyclotron jusqu'à ses bords, en même temps leur vitesse s'accroît. Elles parcourent plusieurs tours avant d'être extraites de l'accélérateur puis projeté à très grande vitesse sur une cible [4] [5].

Lorsqu'il s'agit d'une cible d'oxygène 18 par exemple, il s'en suit une transmutation de ce dernier en Fluor 18 avec émission d'un neutron selon la réaction de transformation suivante :



1.2.2.3 Générateur de radio-isotopes

Les générateurs de radionucléides sont utilisés pour produire certains radio-isotopes, comme le gallium-68 (${}^{68}\text{Ga}$), issu de la décroissance du germanium-68 (${}^{68}\text{Ge}$). Ils permettent une production sur site sans nécessiter de cyclotron, offrant ainsi une alternative pour les hôpitaux ne disposant pas d'accélérateurs de particules [6].

1.3 Acquisition et reconstruction des images

1.3.1 Détection des photons et formation de l'image

1.3.1.1 Principe de détection des photons

Lorsque deux photons gamma de 511 keV sont émis en coïncidence après une annihilation électron-positron, ils traversent les tissus biologiques avant d'être détectés par un anneau de détecteurs placé autour du patient. La détection repose sur les principes suivants :

- **Fenêtre de coïncidence temporelle** : seuls les événements où deux photons sont détectés quasi simultanément (dans une fenêtre de l'ordre de 4 à 12 nanosecondes) sont considérés comme valides pour reconstruire l'image [1].
- **Ligne de réponse (LOR – Line of Response)** : lorsqu'une paire de photons est détectée en coïncidence par deux détecteurs opposés, une ligne imaginaire reliant ces détecteurs est définie. Cette LOR indique que l'annihilation s'est produite quelque part sur cette ligne [2].

1.3.1.2 Formation de l'image PET

L'ensemble des lignes de réponse détectées permet de construire une carte de la répartition du traceur radioactif dans le corps. Cependant, pour obtenir une image exploitable, il est nécessaire de reconstruire les données brutes en une image tridimensionnelle claire et précise. Ce processus implique l'utilisation de méthodes mathématiques avancées [8].

1.3.2 Méthodes de reconstruction des images

La reconstruction d'image en PET consiste à convertir les données de détection en une image quantitative représentative de l'activité métabolique du patient.

1.3.2.1 Méthode de rétroprojection filtrée (FBP - Filtered Back Projection)

La FBP est une technique classique utilisée pour reconstruire des images à partir des projections obtenues par les détecteurs PET. Son principe repose sur les étapes suivantes :

- Projection inverse : Chaque ligne de réponse est rétroprojetée dans l'espace image.
- Application d'un filtre : Un filtre mathématique (ex. Ram-Lak) est appliqué pour réduire les artefacts et améliorer la netteté de l'image [2].

1.3.2.2 Méthode d'Expectation Maximization (EM) : OSEM et ML-EM

Pour améliorer la qualité des images, des méthodes itératives comme ML-EM (Maximum Likelihood Expectation Maximization) et OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization) sont utilisées [8].

- **ML-EM (Maximum Likelihood - Expectation Maximization)** : utilise un processus itératif pour estimer la distribution réelle des annihilations dans le corps du patient. À chaque itération, l'image est ajustée pour maximiser la probabilité que les données détectées correspondent au modèle de distribution radioactif attendu [2].
- **OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization)** : variante accélérée de ML-EM divisant les données en sous-ensembles traités séparément, ce qui permet d'obtenir une reconstruction plus rapide avec moins d'itérations [8].

1.4 Composants d'un système PET/CT

1.4.1 Composants d'un système PET

1.4.1.1 Détecteurs et cristaux scintillateurs

Les systèmes TEP (tomographie par émission de positons), représenté en Figure 1.4, reposent sur la détection des photons gamma de 511 keV, issus de l'annihilation électron-positon.

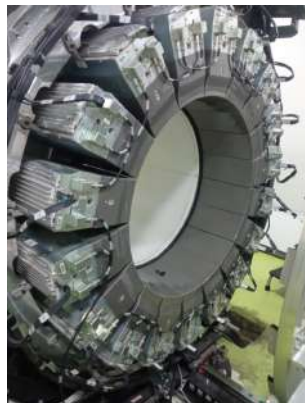


FIGURE 1.4 – Composante d'un système PET

Pour enregistrer ces photons, les scanners TEP sont équipés de détecteurs couplés à des cristaux scintillateurs, capables de convertir l'énergie déposée par le photon incident en lumière visible, elle-même transformée en signal électrique par des photodétecteurs, tels que les tubes photomultiplicateurs (PMT) ou les photodiodes à avalanche (SiPM, Silicon Photomultipliers) [1].

a) Les cristaux scintillateurs

Un scintillateur est un matériau qui émet de la lumière lorsqu'il est excité par une radiation ionisante. En imagerie TEP, seuls les scintillateurs inorganiques sont utilisés, en raison de leur haute densité, de leur numéro atomique élevé, et de leur capacité de conversion efficace de l'énergie gamma en lumière [13].

Les scintillateurs les plus couramment utilisés sont :

- le BGO (germanate de bismuth) ;
- le GSO (orthosilicate de gadolinium) ;
- le LSO/LYSO (orthosilicate de lutétium dopé au yttrium).

b) Principe de fonctionnement

Lorsqu'un photon gamma interagit avec le cristal scintillateur (généralement par effet photoélectrique ou diffusion Compton), il transfère son énergie au matériau, ce qui engendre l'émission de photons lumineux. Cette lumière est captée par un photodétecteur, qui la convertit en une impulsion électrique proportionnelle à l'énergie déposée. Ces signaux sont ensuite analysés pour reconstruire les images tomographiques [13].

Ces scintillateurs sont associés à un ou plusieurs tubes photomultiplicateurs (PMT), dont la fonction est de transformer les photons issus de la scintillation en un signal électrique. Le tube PM est un dispositif en verre sous vide, composé d'une photocathode à une extrémité, de dix dynodes disposées en cascade au centre, et d'une anode à l'extrémité opposée comme illustré dans la figure 1.5.

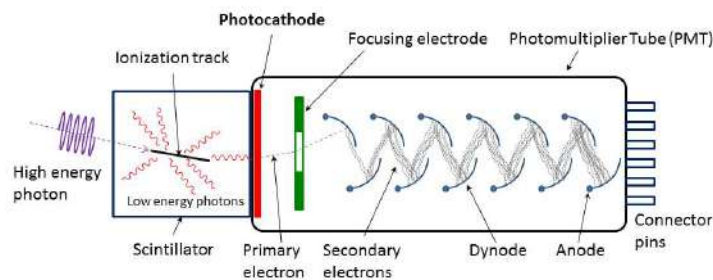


FIGURE 1.5 – Schéma du détecteur en TEP composé d'un photomultiplicateur couplé à un cristal scintillant

c) Critères de choix des cristaux

Le choix d'un scintillateur pour un système TEP repose sur plusieurs critères essentiels :

- **Le pouvoir d'arrêt des photons de 511 keV** : une densité élevée et un numéro atomique important permettent une meilleure probabilité d'interaction, donc une meilleure efficacité de détection ;
- **Le temps de décroissance** : un temps court (inférieur à 100 ns) permet une bonne résolution temporelle, indispensable à la détection des coïncidences et à la réduction des événements aléatoires ;
- **Le rendement lumineux** : une bonne conversion d'énergie en photons visibles favorise la précision dans l'estimation de l'énergie, utile pour discriminer les événements diffusés (effet Compton) ;
- **La résolution énergétique** : elle dépend de l'homogénéité du cristal et de l'uniformité du rendement lumineux ;
- **La stabilité et la robustesse** : les cristaux doivent être non hygroscopiques, faciles à usiner et stables dans le temps [1] [13] .

d) Bloc de détection

Dans les scanners TEP modernes, les cristaux scintillateurs sont agencés en blocs segmentés tels que présenté en Figure 1.6. C'est un grand cristal découpé en une matrice régulière de petits éléments, chacun de quelques millimètres. Cette matrice est couplée à plusieurs photodétecteurs (PMT ou SiPM), permettant de localiser avec précision le point d'impact du photon gamma. Cela améliore la résolution spatiale et permet de produire des images plus fines [1].

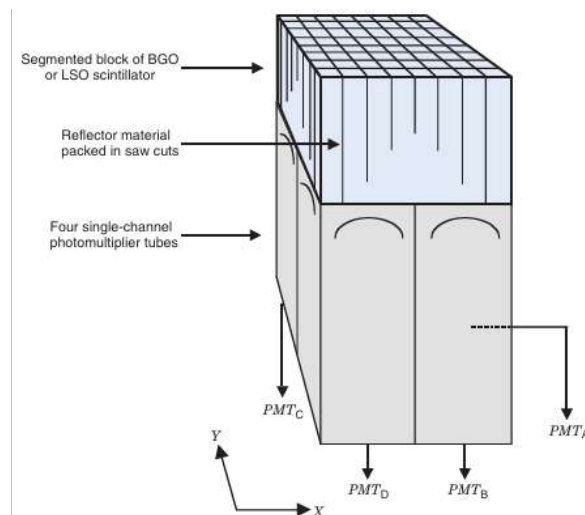


FIGURE 1.6 – Schéma d'un détecteur en bloc utilisé dans les scanners PET cliniques, avec des cristaux BGO ou LSO segmentés et des tubes photomultiplicateurs [1]

1.4.1.2 Électronique associée et traitement du signal

L'électronique associée joue un rôle clé dans l'acquisition des données PET :

- Amplification et filtrage des signaux lumineux provenant des cristaux.

- Identification des coïncidences entre deux photons détectés simultanément, permettant de définir une ligne de réponse (LOR) [8].
- Corrections appliquées pour éliminer les événements parasites (diffusion, coïncidences aléatoires).

1.4.2 Composants d'un système CT

Le CT repose sur l'utilisation de rayons X pour obtenir des images en coupe du corps. Le système est composé, tel que représenté dans la Figure 1.7, de :

- Un tube à rayons X, qui émet un faisceau.
- Une couronne de détecteurs (Type de détecteurs), qui capte les rayons X.
- Un système de rotation, permettant une acquisition sous différents angles pour reconstruire une image 3D [3].

Les images CT sont reconstruites grâce à des algorithmes de rétroprojection filtrée (FBP) ou des méthodes itératives (IR), ces dernières améliorant la qualité en réduisant le bruit [2].

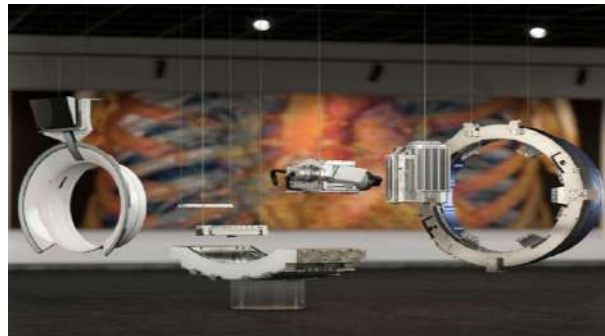


FIGURE 1.7 – Composants d'un système CT

1.4.3 Intégration d'un système PET/CT

1.4.3.1 Acquisition combinée

Dans un système PET/CT, les deux acquisitions sont réalisées successivement :

- Le CT est effectué en premier, fournissant une image anatomique détaillée et permettant la correction d'atténuation du PET.
- Le PET est ensuite réalisé, détectant l'activité métabolique selon la distribution du traceur injecté.
- Fusion des images PET et CT, permettant une superposition précise des informations anatomiques et fonctionnelles [8].

1.4.3.2 Correction d'atténuation avec le CT

L'un des principaux avantages du PET/CT est l'amélioration de la correction d'atténuation des photons PET grâce aux données CT car les tissus du corps absorbent une partie des photons gamma PET, ce qui peut fausser la quantification des signaux tandis que l'image CT permet de calculer un facteur de correction, améliorant la précision de l'image PET [1].

Chapitre 2

Performance et facteurs influençant le PET Scan

Introduction

L'évaluation des performances d'un TEP (Tomographie par Émission de Positons) est essentielle pour garantir une imagerie de haute qualité et une interprétation clinique fiable. Divers paramètres influencent la précision des images obtenues et sont fondamentaux pour assurer un diagnostic fiable et une quantification précise des anomalies métaboliques.

Ce chapitre analyse en détail ces critères de performance ainsi que les éléments susceptibles d'influencer l'efficacité de l'imagerie TEP.

2.1 Critères de performance de la partie PET d'un PET Scan

2.1.1 Résolution spatiale

La résolution spatiale d'un TEP-TDM représente sa capacité à distinguer deux points proches dans une image. Elle est essentielle pour la détection de petites lésions et pour assurer une précision anatomique suffisante. Elle est généralement quantifiée par la largeur à mi-hauteur (FWHM, Full Width at Half Maximum) d'une source ponctuelle, exprimée en millimètres. La résolution spatiale est influencée par plusieurs paramètres intrinsèques au système PET.

2.1.1.1 Taille des détecteurs et cristaux scintillateurs

a. Influence de la taille des cristaux

Des cristaux de petite taille améliorent la précision de localisation des événements d'annihilation en réduisant l'effet de flou géométrique. Par exemple, un cristal de 2 mm offre une meilleure résolution qu'un cristal de 4 mm [9].

b. Influence du matériaux du scintillateurs

Les détecteurs en lutétium-oxyorthosilicate (LSO) et lutétium-yttrium oxyorthosilicate (LYSO) sont privilégiés en raison de leur temps de réponse rapide et de leur efficacité d'arrêt élevée, améliorant la résolution spatiale par rapport au bismuth germanate (BGO) [7].

2.1.1.2 Non-colinéarité des photons d'annihilation

Théoriquement, les photons émis lors de l'annihilation d'un positron avec un électron devraient être strictement colinéaires (émission à 180°).

En réalité, en raison du moment cinétique résiduel du positron, une légère déviation angulaire d'environ $\pm 0,25^\circ$ est observée, Figure 2.1, ce qui introduit un flou géométrique sur la position réelle de l'émission [13]. Cet effet est d'autant plus important que le diamètre du champ de vue (FOV) du scanner est grand.

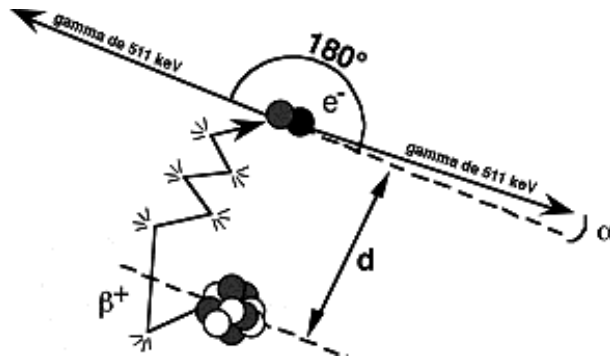


FIGURE 2.1 – Phénomène d'annihilation dans tissu

2.1.1.3 Influence de la technologie Time-of-Flight (TOF)

La technologie Time-of-Flight (TOF) améliore la précision de localisation de l'événement d'annihilation en mesurant la différence de temps d'arrivée des deux photons détectés. Avec une précision temporelle de 200-400 ps, cette technique réduit l'incertitude sur la position de l'événement, améliorant ainsi la résolution spatiale et le rapport signal/bruit [?]. Le TOF réduit également l'impact des coïncidences fortuites, contribuant à une meilleure qualité d'image, en particulier pour les patients présentant un fort indice de masse corporelle.

2.1.1.4 Facteurs additionnels influençant la résolution

La diffusion des photons dans le patient peut altérer la résolution spatiale. L'application de corrections de dispersion et d'atténuation est donc essentielle pour minimiser ces effets [7].

2.1.1.5 Algorithmes de reconstruction

La méthode de reconstruction peut parfois entraîner une dégradation supplémentaire de la résolution spatiale du système, notamment en amplifiant le bruit. C'est pourquoi il est essentiel de choisir avec soin les filtres de reconstruction, afin de trouver le bon compromis entre qualité de résolution et niveau de bruit.

Concrètement, la résolution spatiale est évaluée à l'aide de trois sources ponctuelles radioactives placées dans l'air. Cette mesure a pour objectif de déterminer la largeur de la fonction d'étalement du point (ou PSF, pour Point Spread Function) à partir de l'image reconstruite des sources. Pour cela, on mesure deux indicateurs : la largeur à mi-hauteur (FWHM – Full Width at Half Maximum) et la largeur à un dixième de la hauteur maximale (FWTM – Full Width at Tenth Maximum) [7].

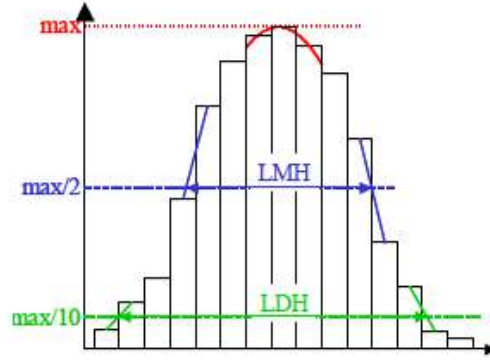


FIGURE 2.2 – Mesure de la largeur d'un pic : FWHM et FWTM

La FWHM correspond à la largeur du pic mesurée à la moitié de son intensité maximale, tandis que la FWTM correspond à sa largeur mesurée au dixième de cette intensité.

2.1.2 Sensibilité

2.1.2.1 Définition de la Sensibilité

La sensibilité d'un système PET est définie comme le nombre de coïncidences détectées par seconde pour une activité radioactive donnée, exprimée en cps/Bq. Elle mesure la capacité du système à détecter les photons d'annihilation et dépend directement de la conception du détecteur et des conditions d'acquisition. Une sensibilité élevée permet :

- Une réduction du temps d'acquisition, améliorant le confort du patient,
- Une diminution de la dose injectée, limitant l'exposition aux radiations,
- Une augmentation du rapport signal/bruit, garantissant une meilleure qualité d'image.

La sensibilité est un critère clé dans l'évaluation de la performance des tomographes PET et peut être quantifiée à l'aide de la formule suivante :

$$S = \frac{R_0}{A} \quad (2.1)$$

où :

- S : est la sensibilité (cps/Bq),
- R_0 : taux de comptage des événements vrais (en cps)
- A : est l'activité radioactive de la source (Bq).

Cette relation exprime le rapport entre les événements détectés et l'activité injectée, permettant de comparer différentes configurations de scanners [7].

2.1.2.2 Système de Sensibilité et Facteurs Influent

La sensibilité d'un PET scan est influencée par plusieurs paramètres liés au système de détection et aux conditions d'acquisition.

A- Détecteurs les paramètres liés au système de détection influant la sensibilité sont :

- Rendement lumineux du scintillateur : Un rendement élevé facilite la détection des événements et améliore la précision des coïncidences.

- Densité et coefficient d'atténuation : Un cristal dense (LSO, LYSO) améliore l'absorption des photons et accroît la sensibilité.
- Épaisseur et surface du cristal : Une épaisseur plus importante (20 à 25 mm) augmente la probabilité d'interaction avec un photon, optimisant la sensibilité.

B- Mode d'Acquisition ayant un impact majeur sur la sensibilité :

Mode 2D : L'utilisation de septas (collimateurs entre les détecteurs) limite les événements diffusés, mais réduit la sensibilité (environ 0,1 %).

Mode 3D : L'absence de septas augmente la sensibilité d'un facteur de 5 à 10 (environ 0,5 à 1 %), mais accroît le bruit dû aux coïncidences fortuites [7].

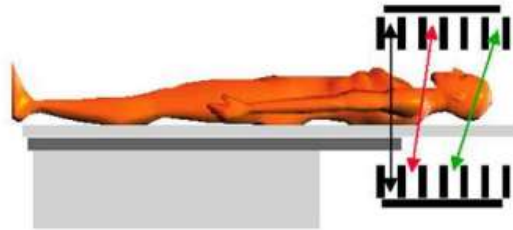


FIGURE 2.3 – L'acceptance angulaire entre les septas des couronnes influencent la sensibilité des PET 3D

Fenêtre Énergétique et Temps d'Acquisition :

- Fenêtre énergétique** : Un filtrage autour de $511 \text{ keV} \pm 10 \text{ à } 15 \%$ permet de minimiser l'influence des photons diffusés, améliorant ainsi la précision des images.
- Temps d'acquisition** : Une durée d'acquisition prolongée (supérieure ou égale à 2 min/coupe) permet d'améliorer la sensibilité, notamment pour les lésions faiblement fixantes.

2.1.3 Fraction de coïncidence diffusées

Dans un système TEP, toutes les coïncidences détectées ne correspondent pas à des annihilations véritables. Les coïncidences diffusées et fortuites représentent des événements non désirés qui peuvent dégrader la qualité d'image.

Lorsque le taux de coïncidences fortuites est négligeable (notamment à faibles taux de comptage), on peut évaluer la fraction de coïncidences diffusées (Equation 2.2).

$$FD = \frac{C_d}{C_v + C_d} \quad (2.2)$$

où :

- C_d : nombre de coïncidences diffusées,
- C_v : nombre de coïncidences vraies [7].

Cette fraction dépend fortement de la résolution en énergie du scanner. Une meilleure résolution permet une discrimination plus efficace des photons diffusés, améliorant ainsi la qualité de l'image obtenue. Des valeurs faibles de FD sont indicatrices de bonnes performances du système.

2.1.3.1 Facteurs influençant la fraction de diffusion

- **Géométrie du scanner** : Un champ de vue large ou des détecteurs proches du corps du patient augmentent la probabilité d'interactions Compton.
- **Énergie des photons et fenêtre énergétique** : Un réglage de la fenêtre énergétique autour de 511 keV ($\pm 10-15\%$) permet de rejeter une partie des photons diffusés [1].
- **Position du patient** : Des structures anatomiques denses comme les os ou les organes pleins augmentent le risque de diffusion des photons.
- **Mode d'acquisition** : Les systèmes en mode 3D, dépourvus de septa, captent plus de coïncidences, mais également un taux plus élevé d'événements diffusés comparé au mode 2D [2].

2.1.4 Taux de comptage équivalent au bruit (NECR)

Afin de quantifier la performance d'un tomographe en tenant compte du bruit statistique et des coïncidences parasites, on utilise le Noise Equivalent Count Rate (NECR). Il permet d'estimer le nombre d'événements utiles équivalents dans un système idéal (sans bruit ni artefacts).

$$\text{NECR} = \frac{T^2}{T + S + R} \quad (2.3)$$

En sachant que :

- T : taux de comptage des coïncidences vraies (N_{vraies})
- S : taux de comptage des coïncidences diffusées ($N_{\text{diffusées}}$)
- R : taux de comptage des coïncidences fortuites ou aléatoires ($N_{\text{fortuites}}$)

Le NECR exprime le nombre d'événements équivalents dans un système idéal où les bruits diffusés et fortuits seraient totalement éliminés [10].

Le NECR est particulièrement utile pour :

- Évaluer la qualité d'image en fonction de la radioactivité injectée.
- Déterminer la concentration optimale à administrer au patient pour une imagerie clinique optimale [14].

2.1.4.1 Optimisation des paramètres du système PET

L'optimisation des paramètres du système PET permet d'améliorer à la fois la sensibilité de détection et la qualité des images :

- **Utilisation de scintillateurs rapides (LSO, LYSO)** : Ces matériaux à haute efficacité lumineuse et temps de réponse court permettent de réduire le temps mort des détecteurs, tout en augmentant l'efficacité de détection des coïncidences vraies [10].
- **Technologie *Time-of-Flight* (TOF)** : Cette technologie améliore la localisation spatiale des événements de coïncidence en exploitant la différence de temps d'arrivée des photons. Elle réduit le bruit de fond et améliore le contraste des images, avec un gain pouvant atteindre +40 à 50 %.

- **Algorithmes de reconstruction avancés (OSEM, PSF)** : L'implémentation d'algorithmes itératifs, comme l'OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization) combinés à des modèles de fonction d'étalement du point (PSF), permet d'améliorer la résolution spatiale et la sensibilité effective du système. Ces algorithmes optimisent la correction des coïncidences fortuites et diffusées [11].

2.1.5 Précision quantitative

L'évaluation quantitative en imagerie PET repose sur la mesure précise de la concentration d'activité radioactive dans les tissus. Cette quantification est essentielle pour le diagnostic, le suivi thérapeutique et la recherche clinique.

La concentration d'activité est exprimée en Becquerels par millilitre (Bq/mL) et dépend directement de la calibration du scanner PET. Une calibration rigoureuse est nécessaire pour garantir des valeurs fiables et reproductibles, minimisant ainsi les erreurs d'interprétation [2] [7].

Un paramètre clé utilisé en imagerie PET est le Standard Uptake Value (SUV), qui permet de quantifier l'absorption du radiotraceur dans une région d'intérêt. Le SUV est défini par la relation donnée en Équation 2.4.

$$\text{SUV} = \frac{\text{Concentration d'activité (Bq/mL)}}{\frac{\text{Activité injectée (Bq)}}{\text{Volume (mL)}}} \quad (2.4)$$

Cependant, plusieurs facteurs peuvent affecter la précision et la fiabilité des valeurs de SUV mesurées :

- **Erreurs de calibration du scanner** : Une mauvaise calibration du système PET peut altérer la reproductibilité des mesures, compromettant ainsi les comparaisons inter-patients et inter-examens [7] [10].
- **Variabilité physiologique et métabolique** : Le métabolisme des patients, leur composition corporelle et leur état physiologique influencent l'absorption du radiotraceur, entraînant des variations parfois significatives du SUV [11].
- **Corrections d'atténuation et de diffusion** : Une correction inadéquate de l'atténuation des photons ou des coïncidences diffusées peut introduire des erreurs dans l'interprétation des images et la quantification des lésions [2] [7].

2.1.6 Qualité d'image

La qualité d'image en tomographie par émission de positons (TEP) est un critère fondamental pour garantir une interprétation diagnostique fiable. Elle dépend de plusieurs paramètres de performance interdépendants, parmi lesquels :

- La sensibilité du scanner,
- L'uniformité tomographique,
- Le contraste,
- La résolution spatiale,
- Et la méthode de reconstruction des images.

Ces facteurs influencent la capacité du système à détecter des structures fines, à différencier des régions à faible contraste, et à produire des images fidèles à la distribution réelle de l'activité dans le corps du patient.

En pratique, il est difficile de reproduire fidèlement les conditions cliniques d'acquisition en utilisant un fantôme, en raison de la variabilité biologique (fixation des radiopharmaceutiques, morphologie et taille des patients). Cependant, l'utilisation de **fantômes normalisés, comme le phantom NEMA IQ**, permet d'évaluer objectivement la qualité d'image dans des conditions contrôlées. Ces tests fournissent des indicateurs comparables entre différents scanners et à différents moments, afin d'assurer une constance des performances au fil du temps[15].

2.1.7 Correction des artefacts et linéarité du détecteur

- **Correction des artefacts** : Les erreurs d'atténuation, la diffusion des photons et les mouvements du patient peuvent générer des artefacts dans l'image. Des corrections avancées, comme l'atténuation basée sur le CT, permettent d'améliorer la précision diagnostique [11].
- **Linéarité de la réponse du détecteur** : Un bon système PET doit garantir une réponse linéaire pour différentes concentrations de radiotracer, afin d'assurer une quantification fiable et reproductible des images obtenues [2].

2.2 Critères de performance de la partie scanner du PET-CT

L'étude de performance de la partie CT (scanner) du système PET/CT est une étape indispensable pour garantir la précision des images utilisées dans la fusion avec les données métaboliques, mais aussi dans la correction d'atténuation. Il s'agit d'un ensemble de vérifications périodiques incluant des tests d'image et des contrôles mécaniques, conformément aux recommandations internationales (SFPM, AAPM, IAEA)[19][22][18].

2.2.1 La linéarité

La linéarité est la capacité du scanner à attribuer de manière précise et proportionnelle des valeurs en unités Hounsfield (UH) aux matériaux traversés par les rayons X, en fonction de leur densité électronique relative. Une bonne linéarité garantit une quantification fiable des structures anatomiques et des tissus[18].

2.2.2 La résolution en bas contraste

Il évalue la capacité du scanner à détecter des objets de petite taille (souvent de 5 à 10 mm de diamètre) présentant une faible différence de densité avec le fond (de l'ordre de 1 à 2 %) [34].

2.2.3 Le bruit de fond

Le bruit est défini comme la variation des valeurs UH autour d'une moyenne dans une région homogène de l'image. Il est mesuré à l'aide de l'écart-type des valeurs CT dans une

zone uniforme (généralement de l'eau). Un faible niveau de bruit améliore le contraste et la précision diagnostique, en particulier dans les examens à faible dose [35].

2.2.4 L'uniformité

Il s'agit de l'homogénéité des valeurs UH dans différentes zones d'un objet uniforme (comme un fantôme d'eau). Il permet d'identifier les artefacts de reconstruction ou les erreurs de calibration. L'écart entre la valeur centrale et périphérique ne doit pas dépasser ± 5 UH [33].

2.2.5 La résolution spatiale

La résolution spatiale mesure la capacité du scanner à distinguer des objets proches et de petite taille. Elle est généralement exprimée en paires de lignes par centimètre (lp/cm). Une bonne résolution spatiale garantit une meilleure délimitation des structures anatomiques fines, indispensable pour les examens cérébraux ou vasculaires [36].

2.2.6 L'évaluation dosimétriques

L'évaluation dosimétrique constituent un ensemble de procédures normalisées visant à évaluer les doses de rayonnement délivrées aux patients lors des examens de tomodensitométrie (CT). L'objectif principal est de vérifier que les doses administrées sont **justifiées, optimisées** et conformes aux niveaux de référence diagnostiques (NRD). Cette évaluation est essentielle pour garantir la sécurité du patient tout en assurant une qualité d'image suffisante pour le diagnostic [31, 29].

- Les principales grandeurs physiques utilisées pour quantifier la dose en scanner sont :
- L'indice de dose scanographique : **CTDI (Computed Tomography Dose Index)** ;
 - Le produit dose-longueur : **PDL (Produit Dose Longueur)** ou **DLP (Dose Length Product)**.

2.2.6.1 CTDI (Computed Tomography Dose Index)

Le CTDI est défini comme l'intégrale du profil de dose $D(z)$ le long de l'axe z pour une rotation complète de 360° du tube à rayons X. Il est divisé par le produit du nombre de coupes N et de la largeur nominale T (en mm) de chaque coupe. Cette grandeur a été définie dans les recommandations de la Commission Internationale de Protection Radiologique (ICRP) et de l'AAPM par l'équation 2.5 [29, 32].

$$\text{CTDI} = \frac{1}{N \cdot T} \int D(z) dz \quad (2.5)$$

2.2.6.2 CTDI₁₀₀

Le CTDI₁₀₀ est mesuré à l'aide d'une chambre d'ionisation de type crayon, d'une longueur de 100 mm. L'intégrale du profil de dose est effectuée sur une longueur de 100 mm centrée sur la position de mesure (de -50 mm à +50 mm), comme le décrit le rapport AAPM Report No. 96 [32] (équation 2.6)

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-50}^{+50} D(z) dz \quad (2.6)$$

2.2.6.3 CTDI_w (Indice de dose pondéré)

Le CTDI pondéré (CTDI_w) est une moyenne pondérée des doses mesurées au centre et à la périphérie d'un fantôme en PMMA. Cette méthode a été introduite pour refléter de manière plus réaliste la distribution de dose dans un volume scanné [29]. La formule est donnée en équation 2.7.

$$\text{CTDI}_w = \frac{1}{3} \cdot \text{CTDI}_{100,\text{centre}} + \frac{2}{3} \cdot \text{CTDI}_{100,\text{périphérie}} \quad (2.7)$$

2.2.6.4 CTDI_{vol} (Indice de dose volumique)

Le CTDI volumique (CTDI_{vol}) est une extension du CTDI pondéré qui prend en compte le facteur de pitch (Equation 2.8). Il est couramment utilisé dans les examens hélicoïdaux pour quantifier la dose délivrée par unité de volume [29].

$$\text{CTDI}_{vol} = \frac{\text{CTDI}_w}{\text{pitch}} \quad (2.8)$$

2.2.6.5 Produit Dose Longueur (PDL ou DLP)

Le Produit Dose Longueur est défini comme le produit du CTDI_{vol} par la longueur scannée L (en cm) (Formule 2.9). Il fournit une estimation de la dose totale intégrée au volume irradié, ce qui est essentiel pour évaluer la dose effective [30, 31].

$$\text{PDL} = \text{CTDI}_{vol} \times L \quad (2.9)$$

L'évaluation de ces indicateurs permet de quantifier de manière standardisée la dose délivrée au patient, d'identifier d'éventuelles dérives et de comparer les pratiques cliniques aux recommandations internationales. Ces mesures sont fondamentales pour la mise en œuvre d'une démarche d'optimisation selon le principe ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) [30].

Chapitre 3

Matériels et Méthodes

Introduction

Le présent chapitre porte sur l'étude des performances du scanner PET-CT. Pour cela, nous avons utilisé une installation radiologique située à l'Hôpital Chahids Mahmoudi (HCM) de Tizi Ouzou. Les tests de performance ont été menés conformément au protocole de référence NEMA NU2-2018 [38].

3.1 Matériel utilisé

3.1.1 Scanner PET-CT

L'étude a été réalisée au sein du service de médecine nucléaire de l'Hôpital Chahids Mahmoudi (HCM) à Tizi Ouzou. Il s'agit d'un PET scan de marque GE Healthcare, modèle Discovery IQ 5 Ring PET-TDM (Figure 3.1), qui a été le premier appareil TEP installé et utilisé à des fins cliniques en Algérie, en mars 2016.

Le système utilisé est un PET-CT à 5 anneaux (5 Rings), modèle Discovery IQ de GE Healthcare. Il est doté de cristaux scintillateurs BGO (Bismuth Germanate) et d'une chaîne de détection optimisée pour les examens cliniques de routine et les tests de performance. Les caractéristiques du PET-CT de l'HCM sont données dans la Table 3.1.



FIGURE 3.1 – TEP Scanner GE DISCOVERY IQ 5 Ring de GE Healthcare

TABLE 3.1 – Caractéristiques techniques du scanner PET/CT GE Discovery IQ – 5 Ring

Marque	GE Healthcare
Modèle	Discovery IQ – 5 Ring
Cristaux scintillateurs	BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$)
Nombre d’anneaux	5
Diamètre transaxial	700 mm
Champ axial	15.5 cm à 26 cm selon la configuration
Résolution en énergie	$\sim 17.3\%$ (testée avec phantom annulaire DQA)
Système de reconstruction	VPHD (Vue Point High Definition), 8 itérations, 12 sous-ensembles, filtre coupe 2 ou 4 selon les cas
Outils logiciels	Common Service Desktop, PET Analysis Tool, NEMA Analysis Tool
Interface opérateur	Console GE AW Server avec protocoles NEMA préconfigurés
Contrôles qualité	Calibration du puits (<14 jours), calibration du gain (jour même), DQA journalier

3.1.2 Source radioactive

Dans cette étude, la source radioactive utilisée est le fluor-18 (^{18}F), un émetteur bêta+ couramment utilisé en imagerie TEP, principalement sous forme de fluorodésoxyglucose (^{18}F -FDG) produit dans des conditions stérile au sein de l’unité de production des radiopharmaceutiques de l’Hôpital Chahids Mahmoudi. Les différentes activités pour les différents tests sont présentées dans la table 3.2.

TABLE 3.2 – Les activités utilisées durant les différents tests réalisés

Test	Activité utilisée
Sensibilité	20 MBq (0.54 mCi)
Qualité d’image	5.3 kBq/cc (fond) et 21.2 kBq/cc (sphères chaudes)
Correction WCC 3D	55 MBq (0.54 mCi)

3.1.3 Activimètre

L’activimètre utilisé pour mesurer l’activité des radionucléides dans les seringues ou les flacons avant insertion dans les fantômes est un activimètre de type CRC-25R, fabriqué par Capintec Inc. Le modèle CRC-25R, représenté à la Figure 3.2, est constitué d’un affichage numérique à cristaux liquides, d’une chambre d’ionisation de type puits, pressurisée à l’argon, et d’un électromètre à haute précision. Les caractéristiques de cet activimètre sont représentées dans la Table 3.3.



FIGURE 3.2 – Activimètre CRC-25R de Capintec INC (Service TEP Scan – HCM, Tizi Ouzou)

TABLE 3.3 – Caractéristiques techniques de l’activimètre Capintec CRC-25R

Caractéristiques	Valeurs / Descriptions
Type de chambre	Ionisation à paroi mince, puits profond, gaz sous pression (argon)
Dimensions chambre	Profondeur : 26 cm Diamètre : 6 cm
Diamètre utile	17.2 cm
Hauteur utile	43.8 cm
Gamme de mesure	0.001 MBq à 250 GBq (0.01 Ci à 6 Ci)
Résolution	0.001 MBq
Affichage	LCD à matrice de points; lecture en Bq/Ci
Nucléides disponibles	+200 pré réglages; +80 en mémoire système
Temps de réponse	2 à 16 secondes (ajustable)
Interface utilisateur	8 touches pré réglées, 5 personnalisables

3.1.4 Fantôme Annulus (^{68}Ge)

Le fantôme ^{68}Ge 'Annulus' (Figure 3.3) est utilisé pour la calibration des détecteur du système. Il contient du Germanium-68 avec une activité initiale de 55 MBq. Ce fantôme, centré et d'un diamètre de 30 cm, est recommandé pour le contrôle qualité et l'étalonnage des détecteurs. Il permet de vérifier la sensibilité, les événements uniques, le pic énergétique, le temps mort et les variations de gain.



FIGURE 3.3 – Fantôme 68Ge Annulus

3.1.5 Fantôme de sensibilité

Ce Fantôme représenté en Figure 3.4 comprend une source sous forme d'une ligne de 70 cm contenant environ 20 MBq de ^{18}F dilué dans 3 mL d'eau. Elle est insérée successivement dans cinq tiges cylindriques en aluminium de diamètres croissants, sans déplacer la ligne entre chaque mesure. Le dispositif est suspendu sur un système de fixation avec niveau à bulle, centré par les lasers du scanner dans le champ de vue.



FIGURE 3.4 – Fantôme de sensibilité NEMA

3.1.6 NEMA IEC Body Phantom

Le fantôme utilisé pour l'évaluation de la qualité d'image est un NEMA IEC Body Phantom (Figure 3.5). Il simule le thorax d'un patient adulte. Fabriqué en verre acrylique, il contient six sphères creuses de diamètre 10, 13, 17, 22, 28 et 37 mm, avec des parois d'épaisseur inférieure ou égale à 1 mm. Un insert cylindrique central simule l'atténuation pulmonaire, constitué d'un matériau de faible numéro atomique avec une densité de $0,30 \pm 0,10 \text{ g/cm}^3$, de diamètre extérieur $50 \pm 2 \text{ mm}$.



FIGURE 3.5 – NEMA IEC Body Phantom

3.1.7 Fantôme de diffusion (Scatter Phantom)

Le Scatter Phantom représenté dans la Figure 3.6 est constitué de segments cylindriques en plastique formant un cylindre de 70 cm de long et 20 cm de diamètre, avec un canal longitudinal pour la ligne source. Il permet de simuler le rayonnement diffusé hors champ (out-of-field scatter). Le tube central est rempli d'une solution de 800–900 MBq de ^{18}F répartie dans environ 6 ml.

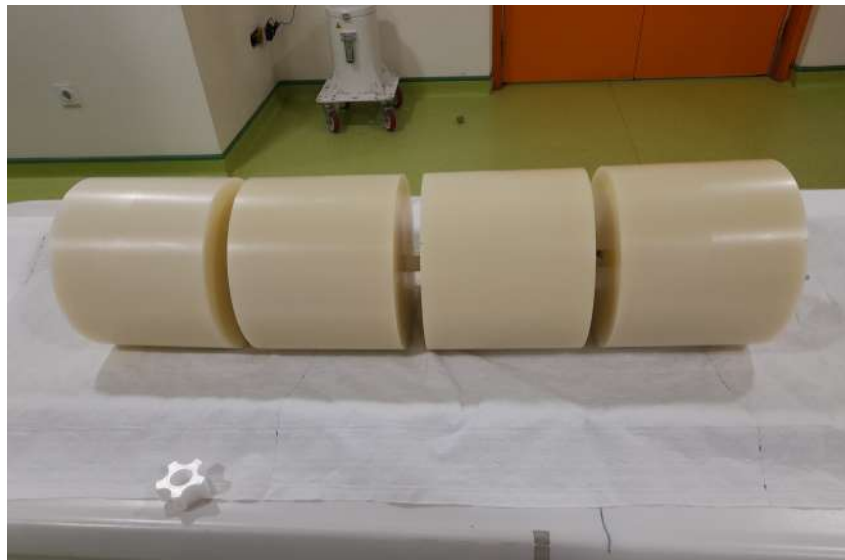


FIGURE 3.6 – Scatter Phantom

3.1.8 Flood Phantom

Ce fantôme (Figure 3.7) est constitué d'un cylindre creux conçu pour être rempli d'une solution aqueuse contenant un isotope radioactif (souvent du ^{18}F). Il est utilisé pour simuler une activité homogène dans un volume, ce qui permet de tester l'uniformité de la réponse du système après reconstruction des images. Il est également précieux pour vérifier la précision de la quantification de l'activité et détecter d'éventuels défauts dans la chaîne de détection. Ce type de fantôme est indispensable lors des évaluations de conformité aux

normes de performance telles que *NEMA NU2-2018* [38] ou les recommandations *EARL* [15].



FIGURE 3.7 – Flood phantom

3.1.9 Catphan 504

Le Catphan 504 (Figure 3.8) est un fantôme d'imagerie utilisé pour évaluer la qualité des images acquise par scanners CT. Il permet de mesurer plusieurs paramètres clés tels que la résolution spatiale, la résolution en bas contraste, l'uniformité, l'épaisseur de coupe et la linéarité des nombres CT. Ce fantôme est constitué de cinq modules spécifiques (**CTP404**, **CTP591**, **CTP528**, **CTP515** et **CTP486**), chacun conçu pour tester une caractéristique précise de l'image [25].

De forme cylindrique et d'un diamètre de 20 cm, le Catphan 504 est fabriqué à partir de matériaux solides ne contenant pas d'eau, ce qui garantit la stabilité des mesures. Son positionnement sur la table du scanner se fait avec soin, en alignant ses repères centraux avec les lasers du scanner.

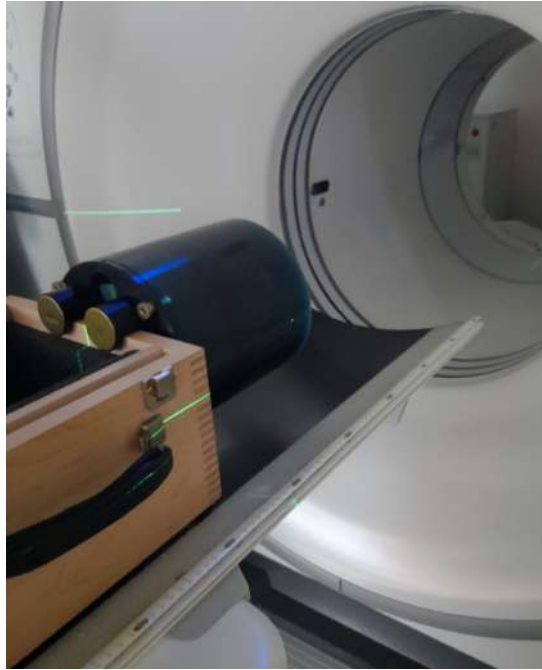


FIGURE 3.8 – Catphan 504

3.1.10 AQUILAB CT Lasers

L'alignement des lasers de positionnement du scanner est contrôlé à l'aide d'un fantôme d'alignement de marque AQUILAB (Voir la figure 3.9). Ce dispositif est muni de repères gravés sous forme de croix correspondant aux axes de centrage. Ces lignes de référence permettent de vérifier la bonne coïncidence entre les faisceaux laser du scanner et les repères du fantôme, assurant ainsi un positionnement précis du patient lors des examens.



FIGURE 3.9 – Fantôme d'alignement des lasers AQUILAB CT Lasers

3.1.11 Fantôme dosimétrique CTDI

Le fantôme dosimétrique CTDI (Figure 3.10) est un cylindre en PMMA utilisé pour mesurer la dose délivrée par le scanner. Il permet d'évaluer des indices comme le $CTDI_{100}$, en insérant une chambre d'ionisation dans des cavités centrales et périphériques.

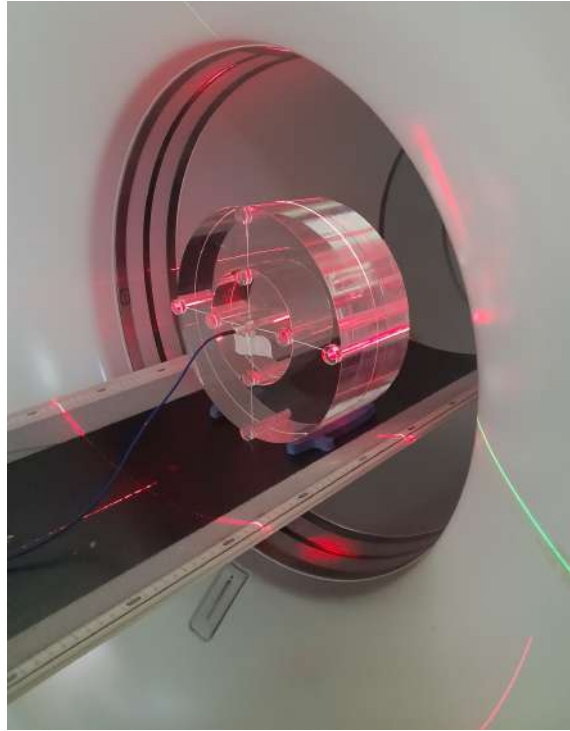


FIGURE 3.10 – Fantôme dosimétrique CTDI

3.1.12 Chambre d'ionisation Crayon

La chambre d'ionisation utilisé est une chambre crayon de PTW Model TM30009 qui est un modèle cylindrique spécifiquement conçue pour la dosimétrie en tomodensitométrie (CT). Elle permet la mesure de la charge ionique sur une longueur de 10 cm, avec un volume sensible de 3.14 cm^3 . Elle est compatible avec les électromètres de la marque PTW, elle peut être utilisée pour des mesures dosimétriques dans l'air ou dans fantômes cylindriques (Figure 3.11).



FIGURE 3.11 – Chambre d'ionisation de type PTW TM30009



FIGURE 3.12 – Électromètre de type PTW UNIDOS E

3.1.13 Électromètre

C'est un appareil de PTW Model DIADOS E (Figure 3.12) qui se connecte à la chambre d'ionisation, permettant de convertir les charges électriques induites en valeur mesurable (coulombs ou nC), garantissant ainsi la précision du relevé dosimétrique.

3.1.14 Outils informatiques et logiciels

— Console GE Healthcare (AW Server)

La console AW Server (Advanced Workstation Server) de GE Healthcare, représenté en figure 3.14, est un poste de travail dédié à l'acquisition, au traitement et à l'analyse des images médicales issues du scanner PET/CT. Elle permet de lancer les séquences d'acquisition PET/CT, de configurer les paramètres d'acquisition (temps, mode, coïncidences, etc.) et surtout de paramétrer les reconstructions d'image en suivant les recommandations des normes telles que NEMA NU 2-2018 [38]. Elle offre également des outils avancés pour l'analyse quantitative (SUV, RC, etc.) et pour le post-traitement (fusion PET/CT, segmentation, etc.).

— Common Service Desktop (GE)

Le Common Service Desktop est une interface logicielle intégrée au système GE, spécifiquement conçue pour les ingénieurs et médecins médicaux. Il donne accès à une suite d'outils de service essentiels, incluant :

- les outils de calibration du scanner ;
- les tests de performance (calibration quotidienne, uniformité, tests de linéarité, etc.) ;
- les rapports de contrôle qualité ;
- ainsi que les réglages avancés de l'équipement.

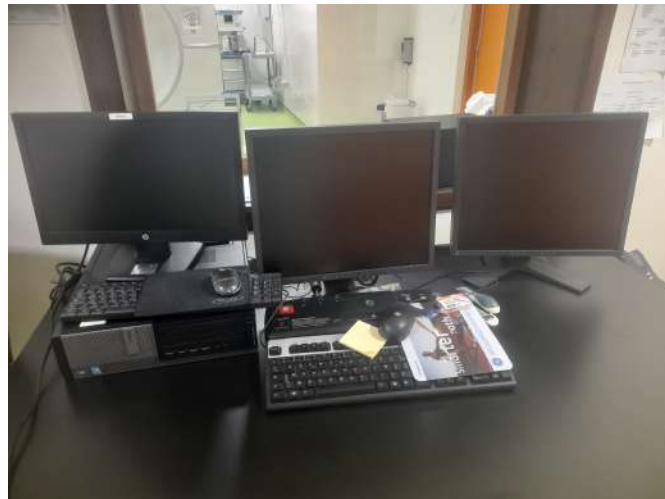


FIGURE 3.13 – La console de commande du PET-CT

— PET Analysis Tool

Le PET Analysis Tool est l'outil principal d'analyse des données d'acquisition PET fourni par GE Healthcare. Il permet de traiter et d'exploiter les images issues des tests de performance, notamment ceux définis par la norme NEMA NU 2-2018 [38]. Cet outil est utilisé pour l'évaluation :

- de la résolution spatiale (analyse des profils de point spread function) ;
- de la sensibilité (évaluation des taux de comptage dans des conditions définies) ;
- de la qualité d'image (analyse de contraste, bruit et récupération dans les sphères) ;
- de la fraction de diffusion (scatter fraction) ;
- ainsi que d'autres paramètres quantitatifs essentiels à la caractérisation du scanner PET.

3.2 Méthodes

L'étude de performance du PET-Scanner a été réalisée en suivant rigoureusement les protocoles standardisés établis par la National Electrical Manufacturers Association (NEMA) [12].

3.2.1 Calibration quotidienne des détecteurs de la partie PET du PET-Scanner

Pour la réalisation de la calibration le fantôme ^{68}Ge est positionné sur la table d'examen à l'aide des lasers du scanner tel que représenté en figure 3.14.



FIGURE 3.14 – Positionnement du fantôme ^{68}Ge Annulus DQA pour la calibration quotidienne des détecteurs TEP

Une image est acquise et traitée par le système, qui génère les sinogrammes de chaque détecteur pour en permettre l'analyse.

3.2.2 Tests de sensibilité de la partie PET du PET-Scanner

L'évaluation de la sensibilité du scanner PET-CT a été réalisée selon un protocole rigoureux inspiré des recommandations de la norme NEMA NU2-2001 [15], afin de quantifier la capacité du système à détecter les photons issus d'une activité radioactive connue.

Pour cela, une source linéaire homogène a été préparée en injectant 20 MBq de ^{18}F dans un tube plastique de 70 cm de long, simulant une émission uniforme sur toute la longueur du champ de vision axial. Ce tube a ensuite été inséré au centre d'un ensemble de tiges en aluminium disposées de manière concentrique, utilisées pour moduler progressivement

l'atténuation du signal.

La source a été positionnée au centre des détecteurs PET comme le montre la figure 3.15.



FIGURE 3.15 – Positionnement de la source linéaire pour le test de sensibilité au centre du FOV

Les acquisitions ont été effectuées en mode 2D et 3D, pour une durée d'une minute chacune [23].

L'analyse des données a permis d'extrapoler la sensibilité intrinsèque du PET, c'est-à-dire la réponse du système sans atténuation, exprimée en cps/kBq.

Par ailleurs, une série complémentaire de mesures a été réalisée en décalant la source de 10 cm par rapport au centre, afin d'évaluer la variation de sensibilité en position excentrée. Ce test vise à vérifier l'uniformité de la réponse du système sur toute l'étendue du champ de vision [12].

3.2.3 Tests de qualité d'image de la partie PET du PET-Scanner

Le test de qualité d'image à l'aide du fantôme NEMA IQ a pour objectif d'évaluer les performances globales du scanner PET/CT dans des conditions simulant un examen clinique.

Pour un premier temps, le fond du fantôme a été rempli d'une solution de ^{18}F -FDG avec une activité d'environ 5,3 kBq/ml, reproduisant l'activité typique des tissus sains. Deux sphères (37 mm et 28 mm) ont été remplies d'eau distillée non radioactive pour simuler des lésions froides, tandis que les quatre autres sphères (les plus petites) ont été remplies avec une solution d'activité quatre fois supérieure à celle du fond (rapport 4 :1), représentant des lésions chaudes [16].

Après remplissage, le fantôme a été positionné avec soin au centre du champ de vue du scanner, et un second fantôme (NEMA Scatter Phantom) a été ajouté en périphérie

pour simuler la diffusion hors champ observée chez les patients. Le dispositif de mesure est représenté en figure 3.16.

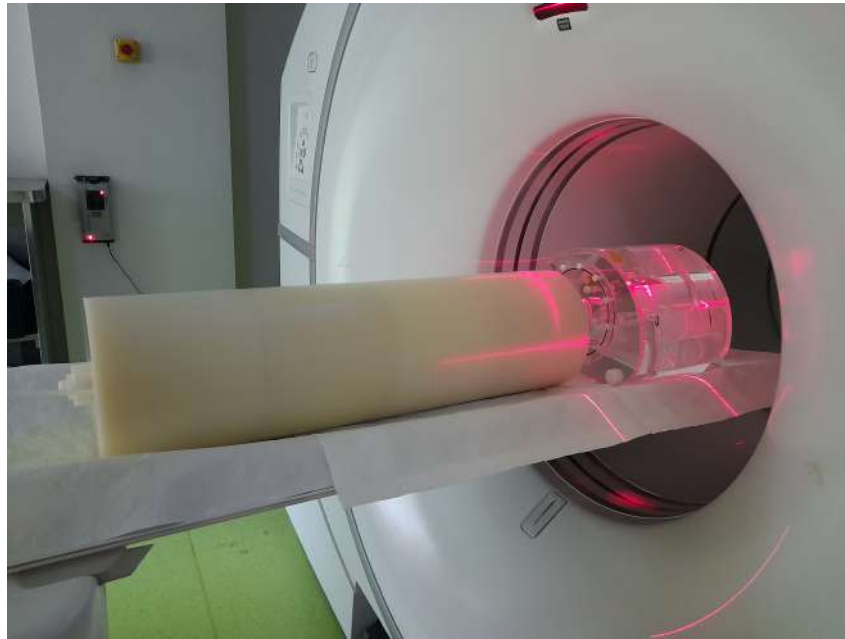


FIGURE 3.16 – Positionnement du fantôme NEMA IEC Body et le fantôme de diffusion pour l'évaluation de qualité d'image

L'acquisition a débuté par une acquisition scanner TDM, indispensable à la correction d'atténuation, suivi de trois acquisitions TEP successives de 3 minutes chacune, selon les recommandations du constructeur.

Cette acquisition nous permettra d'évaluer plusieurs paramètres clés : le contraste des sphères chaudes et froides, la précision de la correction d'atténuation, la reproductibilité des images et la visibilité des lésions simulées, autant de critères essentiels pour garantir une qualité d'image optimale et une fiabilité diagnostique en pratique clinique [12].

Les calculs des indicateurs de qualité d'image ont été réalisés sur les images acquises en utilisant les formules recommandées par la norme NEMA NU2-2012 [26].

A. Quantification du Contraste des sphères chaudes (CRC hot)

L'évaluation de la capacité du système à reproduire fidèlement la concentration réelle dans une lésion chaude a été donnée par la formule exprimée en équation 3.1.

$$Q_{H,j} = \left(\frac{C_{H,j}}{C_{B,j}} - 1 \right) \div (R - 1) \times 100 \quad (3.1)$$

où :

- $C_{H,j}$: concentration moyenne mesurée dans la sphère chaude j ,
- $C_{B,j}$: concentration moyenne mesurée dans le fond homogène,
- R : rapport d'activité vrai sphère/fond (généralement fixé à 4 :1).

B. Quantification du Contraste des sphères froides (CRC cold)

Pour la mesure de l'efficacité du système à détecter une absence d'activité a été quantifier par l'équation 3.2.

$$Q_{C,j} = \left(1 - \frac{C_{C,j}}{C_{B,j}}\right) \times 100 \quad (3.2)$$

où :

- $C_{C,j}$: concentration moyenne mesurée dans la sphère froide j ,
- $C_{B,j}$: concentration moyenne mesurée dans le fond homogène.

C. Étude de la Variabilité du bruit de fond

L'expression suivante (Équation 3.3) quantifie le bruit de fond dans l'image reconstruite.

$$N_j = \left(\frac{SD_{B,j}}{C_{B,j}}\right) \times 100 \quad (3.3)$$

où :

- $SD_{B,j}$: écart type de l'activité dans les ROI du fond pour la sphère j ,
- $C_{B,j}$: concentration moyenne dans le fond.

D. Quantification dans l'insert pulmonaire

Le calcul effectué selon l'équation 3.4 permet de vérifier la bonne correction d'atténuation dans la zone simulant un poumon (faible densité).

$$\Delta C_{\text{lung},i} = \left(\frac{C_{\text{lung},i}}{C_{B,37\text{mm}}}\right) \times 100 \quad (3.4)$$

où :

- $C_{\text{lung},i}$: concentration moyenne dans le ROI pulmonaire (coupe i),
- $C_{B,37\text{mm}}$: moyenne des concentrations dans le fond homogène autour de la sphère de 37 mm.

Ce calcul permet de vérifier la bonne correction d'atténuation dans la zone simulant un poumon (faible densité).

3.2.4 Correction tridimensionnelle du compteur de puits (WCC 3D)

Dans le cadre de la calibration du système PET/CT, la procédure de correction du compteur de puits en 3D (WCC 3D) joue un rôle essentiel. Elle permet d'assurer la précision des mesures d'activité radiochimique dans les images reconstruites, en corrigeant les variations de sensibilité entre les différents détecteurs [12].

La procédure complète de WCC 3D se divise en deux étapes principales :

- **La normalisation** : utilisant un fantôme DQA rempli de ^{68}Ge pour corriger les inhomogénéités de réponse entre les détecteurs.
- **Le test de correction FDG Flood** : réalisé avec une distribution homogène de ^{18}F -FDG, cette étape permet de valider la justesse de la correction sur les images cliniques.

3.2.4.1 Normalisation avec le fantôme annulus ^{68}Ge

La normalisation est effectuée à l'aide du protocole "Normalization ^{68}Ge Annulus", en utilisant le fantôme annulaire DQA ^{68}Ge . Ce fantôme est positionné avec précision sur son support, fixé à l'extrémité de la table d'examen comme le montre la figure 3.14.

L'acquisition débute par une acquisition CT, suivie d'un examen TEP. La particularité de cette acquisition TEP est qu'elle s'arrête automatiquement lorsque le nombre de coups (counts) requis est atteint — une fonction appelée "Stop on Counts" [12].

Cette étape permet au système de :

- mesurer les variations d'efficacité entre les différents cristaux du détecteur,
- calculer les facteurs de correction individuels, qui seront ensuite appliqués à toutes les acquisitions cliniques afin d'homogénéiser la réponse du détecteur et garantir une quantification fiable.

3.2.4.2 Correction du compteur de puits (WCC FDG Flood)

La deuxième étape, nommée WCC FDG Flood dans les protocoles de GE, consiste à acquérir une image uniforme du champ de vue avec une concentration d'activité bien définie de ^{18}F -FDG. Ce test nécessite l'utilisation d'un fantôme cylindrique rempli d'eau contenant une activité contrôlée d'environ 55 MBq.

La **concentration d'activité** (en MBq/ml) dans le fantôme est déterminée selon la formule donnée dans l'équation 3.5.

$$\text{Concentration} = \frac{\text{Activité initiale} - \text{Activité résiduelle}}{\text{Volume total du fantôme}} \quad (3.5)$$

Une fois le fantôme prêt, il est positionné à l'extrémité de la table d'examen à l'aide d'un support dédié (Figure 3.17). L'acquisition commence par un scan CT, permettant de générer les données de correction d'atténuation CT (CTAC).

Ensuite, l'examen TEP est lancé, avec une durée d'acquisition équivalente à celle d'un examen clinique standard, soit environ 20 minutes [12].

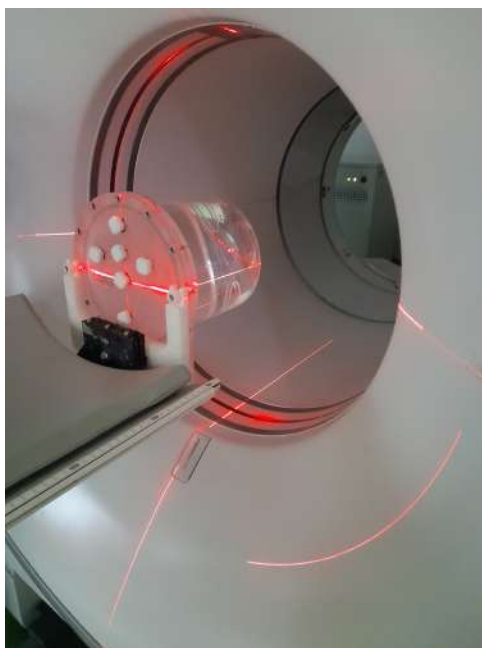


FIGURE 3.17 – Positionnement du fantôme uniforme rempli d'eau selon la procédure 3D WCC

Lorsque l'acquisition est achevée, le système est en mesure de calculer le facteur de correction d'activité tridimensionnel. Ce facteur sera appliqué automatiquement aux examens futurs pour garantir une quantification précise de l'activité dans toutes les régions de l'image.

3.2.5 Contrôle dosimétrique de la partie CT du PET-Scanner

Pour vérifier la dose délivrée par le scanner, le fantôme dosimétrique a été placé sur la table d'examen. Son positionnement a été effectué avec précision à l'aide des lasers de centrage intégrés au scanner. Une fois le point Zéro de la table défini, la chambre à ionisation crayon est introduite dans les cinq emplacements prévus dans le fantôme commençant par le centre puis les quatre positions périphérique (12h, 3h, 6h et 9h). Les autres orifices sont fermés à l'aide de tiges en PMMA pour garantir l'homogénéité des mesures (voir Figure 3.18).



FIGURE 3.18 – Répartition des positions de mesure dans le fantôme dosimétrique en PMMA.

Des mesures ont ensuite été réalisées pour chaque position. À partir des lectures fournies par l'électromètre, exprimées en coulombs, le CTDI volumique a été déterminé.

Afin de déterminer cet indice de dose une série de transformations ont été suivies.

Commançant par la conversion de la lecture en Coulomb en $CTDI_{100}$ (Equation 3.6). Ces données ont permis de calculer les indices dosimétriques suivants :

$$CTDI_{100} = \frac{L \cdot N_K}{N \cdot T} \quad (3.6)$$

où :

- L est la lecture sur l'électromètre, en coulombs,
- T est l'épaisseur de coupe (en cm),
- N est le nombre de coupes. - $N - K$ est le facteur d'étalonnage de la chambre crayon.

Le $CTDI_w$ (CTDI pondéré) a été aussi calculé en utilisant l'équation 3.7. Cet Indice combine la dose mesurée au centre du fantôme et en périphérie.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{\text{centre}} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{\text{périphérie}} \quad (3.7)$$

où :

$$CTDI_{\text{périphérie}} = \frac{CTDI_{12h} + CTDI_{3h} + CTDI_{6h} + CTDI_{9h}}{4}$$

Enfin le $CTDI_{vol}$ qui tient compte du pas de la table lors du balayage hélicoïdal a été défini en se référant à l'équation (3.8).

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (3.8)$$

où :

- Pitch = déplacement de la table pendant une rotation / largeur de faisceau irradié.

En parallèle, les valeurs affichées automatiquement par le scanner pour chaque acquisition, notamment le $CTDI_{vol}$ ont été relevées pour comparaison avec les résultats mesurés.

L'ensemble des mesures a été effectué selon les paramètres d'acquisition résumés dans le Tableau 3.4.

TABLE 3.4 – Représentation des paramètres d'acquisition

Paramètre	Valeur
Épaisseur de coupe	5 mm
Type d'acquisition	Hélicoïdale
Pitch	1,375
Tension	120 kV
Courant	170 mA
Collimation	20 cm

3.2.6 Contrôle de la qualité de l'image de la partie scanner du PET-CT

Pour l'ensemble des tests de la qualité d'image des coupes CT acquises lorsque nous avons scanner le fantôme CATPHON 504. Ce dernier a été positionné sur le support dédié sur la table d'examen en utilisant les lasers du Scanner (Figure 3.19).



FIGURE 3.19 – Positionnement de fantôme CATPHON 504

3.2.6.1 Vérification de la taille de pixel et distorsion

Ce test a pour but de vérifier la précision spatiale du scanner en mesurant les distances et les angles entre les tiges du module CTP404, représenté en figure 3.20 [25].

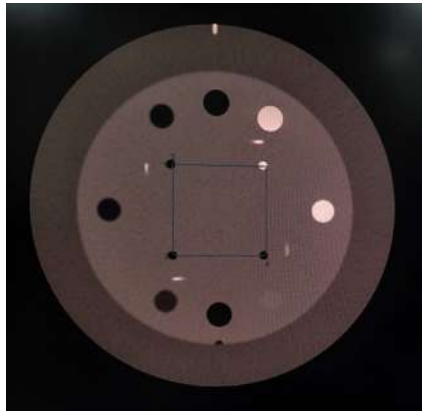


FIGURE 3.20 – Évaluation de la taille de pixel et analyse des distorsions sur le fantôme Catphan.

À partir de l'image obtenue, les centres des quatre cavités remplies d'air et de téflon, disposées en carré de 50 mm de côté. Les cotés sont identifiés et mesurés à l'aide des outils de mesure linéaire disponibles sur la console d'analyse. Les distances mesurées sont comparées aux valeurs théoriques attendues.

Une déviation supérieure à ± 1 mm indique une distorsion potentielle du système de reconstruction. Ce test permet ainsi de vérifier que le scanner conserve l'intégrité dimensionnelle des structures acquises.

3.2.6.2 Test de Résolution à bas contraste

Ce test a été réalisé sur la coupe représenté sur la figure 3.21, généralement située aux alentours de la 8 à 10 coupe axiale à partir du bas du fantôme.

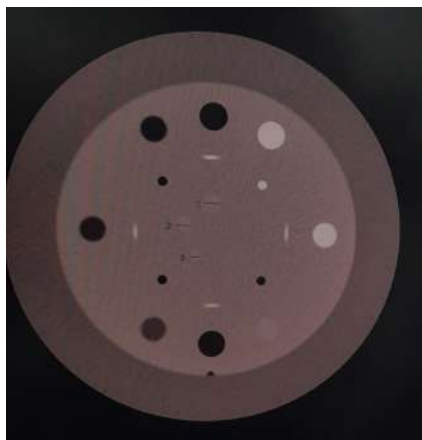


FIGURE 3.21 – Analyse de la détectabilité des sphères dans un fantôme de contraste.

Ce compartiment du Catphan contient des disques de contraste à 1 % de densité relative, de diamètres allant de 1 mm à 15 mm. Sur cette coupe nous avons évalué par

observation, le degré de détectabilité des sphères [25].

La détectabilité est déterminée par le diamètre du plus petit disque de contraste 1 % encore visible sur l'image reconstruite. Ce qui fournit une estimation de la performance du scanner dans la détection de structures à faible contraste.

3.2.6.3 Test de Linéarité des Nombres CT

Pour la réalisation de ce test, des régions d'intérêt (ROI) représenté sur la figure 3.22 de forme circulaire sont soigneusement tracées, à l'aide du logiciel d'analyse d'images DICOM, sur chacun des inserts du fantôme contenant différents matériaux. Il est impératif de positionner ces ROI de manière à ce qu'elles restent bien à l'intérieur des inserts, sans toucher leurs bords, afin d'éviter toute influence des effets de contour sur la mesure.

Une fois les ROI correctement placées, deux paramètres sont enregistrés pour chaque région :

- la **valeur moyenne en nombre CT** (*Hounsfield Units, HU*), représentative de la densité du matériau ;
- l'**écart type** (*standard deviation, SD*), associé à chaque ROI, permettant d'évaluer la stabilité de la mesure.

Ces données sont ensuite utilisées pour vérifier la **linéarité de la réponse du scanner** en fonction de la densité électronique des matériaux, conformément aux exigences du contrôle qualité en tomодensitométrie.

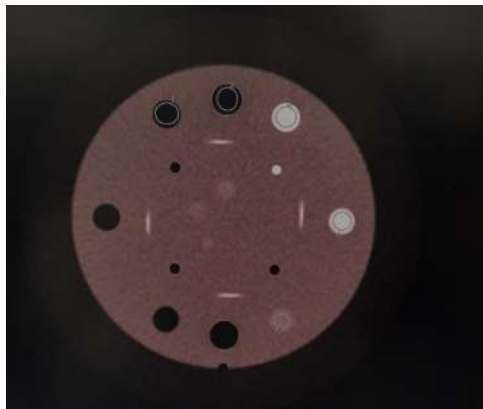


FIGURE 3.22 – Analyse des matériaux de référence dans le module CTP404 pour la linéarité des nombres CT

3.2.6.4 Tests Bruit, Uniformité et nombre CT moyen

Ce test est réalisé à l'aide de la section uniforme du fantôme Catphan, qui présente une zone uniforme adaptée à cette évaluation.

Une acquisition est effectuée avec une tension de 120 kV et un courant de 260 mA. Sur l'image obtenue (Figure 3.23), cinq régions d'intérêt (ROI) circulaires sont définies : une au centre et quatre en périphérie (antérieure, postérieure, droite et gauche).

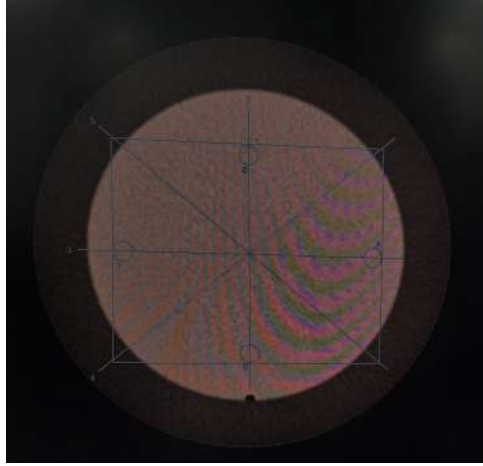


FIGURE 3.23 – Évaluation d'uniformité de module CTP486.

La valeur moyenne des nombres CT est relevée pour chaque ROI.

L'uniformité est déterminée par la différence maximale entre les valeurs périphériques et celle de la région centrale.

Une bonne uniformité est obtenue lorsque cette différence ne dépasse pas ± 5 UH, conformément aux tolérances recommandées [25].

L'expression suivante (Equation 3.9) permet de calculer la valeur du bruit.

$$B = \frac{\delta}{(NCT_{\text{eau}} - NCT_{\text{air}})} \times 100 \quad (3.9)$$

où :

- δ : déviation standard,
- NCT_{eau} : Nombre CT de l'eau,
- NCT_{air} : Nombre CT de l'air.

Et l'uniformité est calculée en suivant la formule représenté dans l'équation (3.10).

$$U = NCT_c - NCT_p \quad (3.10)$$

où :

- NCT_c représente le nombre CT mesuré dans la région d'intérêt située au **centre** de l'image (centre du module homogène),
- NCT_p est la moyenne des nombres CT mesurés dans les quatre régions périphériques.

3.2.6.5 Analyse de la résolution spatiale

Le test de résolution à haut contraste permet d'évaluer la capacité du scanner à distinguer de fins détails structurels dans une image, en l'absence de bruit significatif. Il est réalisé à l'aide de la section dédiée du fantôme Catphan[®] représentée sur la figure 3.24, qui contient des groupes de barres en aluminium de 2 mm d'épaisseur, disposés en motifs de 1 à 21 paires de lignes par centimètre (lp/cm).



FIGURE 3.24 – Analyse de la résolution spatiale : Étude du module CTP528.

L'image obtenue est analysée visuellement pour identifier le plus grand nombre de paires de lignes par centimètre pouvant être distinguées à l'œil nu.

Une résolution acceptable est généralement supérieure ou égale à 5 lp/cm [25]. La résolution spatiale peut être vérifiée, aussi, à l'aide de la fonction de transfert de modulation (FTM) qui est déterminé par l'équation 3.11.

$$\text{FTM} = \frac{M_0}{M_i} = \frac{\pi}{\sqrt{2}} \times \frac{\sqrt{M_{\text{Mire}}^2 - N_{\text{fond}}^2}}{|CT_{\text{matériau}} - CT_{\text{fond}}|} \quad (3.11)$$

où :

- M_{Mire} : est la modulation de la mire périodique, calculée comme l'écart type des valeurs des pixels de l'image du groupe périodique.
- N_{fond} : correspond au bruit de fond moyen (dû au matériau du fond et au matériau de la mire).
- $CT_{\text{matériau}}$ et CT_{fond} : sont les valeurs CT mesurées respectivement dans le matériau de la mire en forme de barre et dans le fond, en utilisant les mêmes régions d'intérêt que pour le calcul du bruit.

3.2.7 Contrôle qualité mécanique

3.2.7.1 Vérification du l'alignement des lasers

Le fantôme AQUILAB a été positionné en suivant les repères des lasers externes du système PET-CT tel que présenté en figure 3.25, afin d'évaluer visuellement leur précision [24].

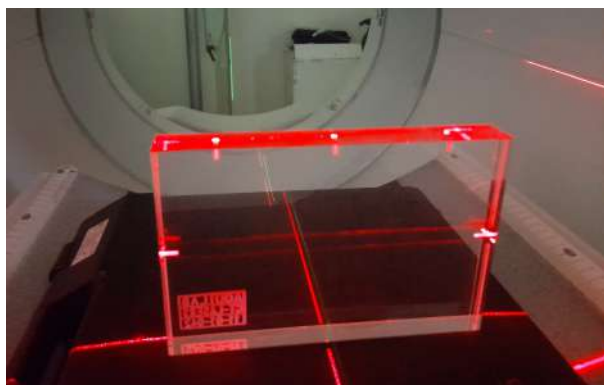


FIGURE 3.25 – Positionnement du fantôme AQUILAB

Le contrôle s'est limité à une vérification visuelle directe de la concordance entre les repères physiques du fantôme et les nappes laser projetées. Ce test permet de s'assurer que les faisceaux laser sont bien alignés avec le centre de l'axe tomographique. La tolérance d'alignement recommandée est inférieure à 1 mm.

3.2.7.2 Vérification du déplacement de la table patient

Pour la réalisation du test de vérification du déplacement de la table, une feuille millimétrée a été fixée de manière stable sur la table du scanner comme le montre la figure 3.26.



FIGURE 3.26 – Table en différentes positions longitudinales

A l'aide des faisceaux laser du système, des repères ont été projetés sur cette feuille. Plusieurs déplacements de la table, dans les deux sens (entrée et sortie de l'anneau du scanner) ont été réalisés.

À chaque étape, les positions observées sur la feuille millimétrée ont été comparées aux valeurs numériques indiquées par la console du scanner afin d'évaluer la concordance entre les déplacements réels de la table et ceux affichés par le système.

Chapitre 4

Résultats et Discussion

Introduction

Ce chapitre présente et analyse les résultats d'étude de performance réalisés sur le scanner TEP GE Discovery IQ 5 Ring. L'objectif est de vérifier la conformité du système aux spécifications du constructeur GE. L'analyse suit les protocoles de la norme NEMA NU2-2018 [38] et couvre tous les paramètres clés de performance.

4.1 Résultats du contrôle qualité mécanique

4.1.1 Vérification du l'alignement des lasers

Après ajustement et positionnement du fantôme dédié, il a été observé que l'ensemble des faisceaux laser coïncidait parfaitement avec les repères du fantôme. Ce résultat témoigne de la grande précision du système de centrage laser, une caractéristique essentielle pour garantir un positionnement initial fiable et reproductible du patient avant toute acquisition d'image.

Les résultat du test sont représenté dans la table 4.14.

TABLE 4.1 – Contrôle des lasers

Paramètre	Valeur
Décalage entre projection laser et les nappes de fantôme	0 mm
Tolérance	< 1 mm
Fréquence	Mensuelle

D'après ce tableau, nous constatons qu'aucun décalage n'a été observé (0 mm). Cela confirme un bon alignement, garantissant un positionnement précis du patient.

Ce qui se traduit par la concordance des faisceaux laser internes comprenant les deux lasers latéraux et le laser supérieur avec les repères de centrage gravés sur le fantôme de positionnement.

4.1.2 Vérification du déplacement de la table patient

Ce test vise à s'assurer que les déplacements longitudinaux de la table du scanner PET-TDM sont conformes aux distances programmées, garantissant ainsi une précision

optimale lors des examens.

Les valeurs mesurées et déduites d'après ce test sont récapitulées dans le Tableau 4.15.

TABLE 4.2 – Déplacement de la table longitudinal

Point départ	Point final	Distance parcourue	Distance mesurée
23.5 mm	33.5 mm	10 mm	10 mm
33.5 mm	53.5 mm	20 mm	20 mm
53.5 mm	83.5 mm	30 mm	30 mm
83.5 mm	123.5 mm	40 mm	40 mm
123.5 mm	173.5 mm	50 mm	50 mm
23.5 mm	13.5 mm	-10 mm	-10 mm
73.3 mm	53.5 mm	-20 mm	-20 mm
53.5 mm	23.5 mm	-30 mm	-30 mm
143.5 mm	103.5 mm	-40 mm	-40 mm
193.5 mm	143.5 mm	-50 mm	-50 mm

Tolérance : ± 2 mm

D'après le tableau 4.15, nous constatons l'absence d'écart. Ce qui montre que le système de déplacement longitudinal est parfaitement calibré, ce qui renforce la fiabilité du positionnement patient avant l'acquisition des images.

4.2 Résultats de l'étude de Performance de la partie PET du PET-Scanner

4.2.1 Calibration quotidienne DQA

La calibration quotidienne du PET-CT, appelée Daily Quality Assurance (DQA), a pour objectif de vérifier le bon fonctionnement de la chaîne de détection et d'assurer la stabilité des performances du système.

Le système affiche alors une interface de contrôle regroupant l'ensemble des vérifications sous forme de modules. Chaque module est subdivisé en blocs, eux-mêmes composés de cristaux individuels.

Les paramètres analysés incluent notamment :

- le taux de coïncidences,
- les événements simples (singles),
- le temps mort,
- les erreurs de synchronisation temporelle,
- et le gain énergétique des cristaux.

Ces contrôles permettent de détecter toute anomalie au niveau d'un ou plusieurs éléments du détecteur avant la mise en service du scanner pour les acquisitions cliniques. Les tableaux suivants (Table 4.1, 4.2 et 4.3) regroupent l'ensemble des fenêtres et des informations données suite à l'acquisition réalisée sur l'Annulus. Le premier tableau (Table 4.1) qui s'affiche sur la console représente des informations sur le fantôme 'Annulus' utilisé

dans la calibration de la machine. Il détermine l'activité initiale et actuelle au moment de la calibration.

TABLE 4.3 – Informations sur le fantôme utilisé pour la mesure

Paramètre	Valeur
Date de la mesure	04/02/2025 à 16 :24
Numéro de série du fantôme	2365-56-1
Activité du fantôme	55 MBq
Date de référence (Baseline)	03/01/2023 à 12 :00

Ce tableau (Table 4.1) présente la date exacte de la mesure et la date de référence (Baseline) permettant d'assurer la traçabilité des données et de vérifier la stabilité radioactive du traceur au moment du test. Le numéro de série identifie de manière unique le fantôme employé, ce qui est indispensable pour le suivi qualité. L'activité initiale du fantôme, ici de 55 MBq, est également indiquée afin de garantir la reproductibilité des mesures et d'évaluer l'adéquation avec les exigences des protocoles de contrôle qualité.

Le deuxième tableau (Table 4.2) affiché sur la console après réalisation du test journalier résume les indicateurs de performance du système PET mesurés.

TABLE 4.4 – Résumé des indicateurs de performance du système TEP

Élément	Limite inférieure	Limite supérieure	Lecture actuelle	Conformité
Moyenne de coïncidence TEP	5568,11	6278,93	5861,00	Conforme
Variance de coïncidence TEP	377,56	509,27	485,07	Conforme
Moyenne des échantillons individuels TEP	28767,92	32440,42	30380,99	Conforme
Variance des échantillons individuels TEP	164,44	185,44	174,30	Conforme
Moyenne du bloc TEP occupé	0,00002	0,01410	0,00410	Conforme
Moyenne de synchronisation TEP	-0,06123	0,05877	-0,00352	Conforme
Décalage énergétique TEP	-8,00	8,00	-0,32	Conforme

Cette table (table 4.2) montre que l'ensemble des indicateurs de performance du système TEP se situent dans les plages de tolérance spécifiées.

La moyenne et la variance des coïncidences TEP, tout comme celles des données individuelles, présentent des valeurs stables et cohérentes, traduisant une bonne homogénéité du

système.

De même, les paramètres liés au fonctionnement électronique, tels que la moyenne du bloc TEP occupé, la synchronisation et le décalage énergétique, affichent des lectures parfaitement conformes.

L'ensemble des indicateurs étant en statut « Vert », cela confirme que le système fonctionne de manière optimale, sans dérive significative, et qu'il est conforme aux exigences de qualité pour une utilisation clinique sécurisée et fiable.

Avec l'ensemble des informations précédentes s'affiche une check-list des tests effectués sur les différents paramètres et indicateurs de performance ainsi que leur statuts. Ce tableau est reproduit sur la Table 4.3.

TABLE 4.5 – Résumé des statuts du système TEP

Paramètre	Statut / Message	Indicateur
Taux de coïncidences (Coincidence Rate)	No Data & Out of Limits	Vert
Taux de simples (Singles Rate)	No Data i.e. Out of Limits	Vert
Bloc occupé (Block Busy)	No Data is Out of Limits	Vert
Changements de synchronisation (Timing Changes)	No Data is Out of Limits	Vert
Changements de gain (Gain Changes)	No Data is Out of Limits	Vert
État de température (Temperature Status)	No Data is Out of Limits	Vert
Non-correspondance des modules (Module ID Mismatch)	Tous les IDs de module correspondent	Vert
Durée de vie de la source (Source Phantom Life)	Durée de vie restante : 382 jours	Jaune

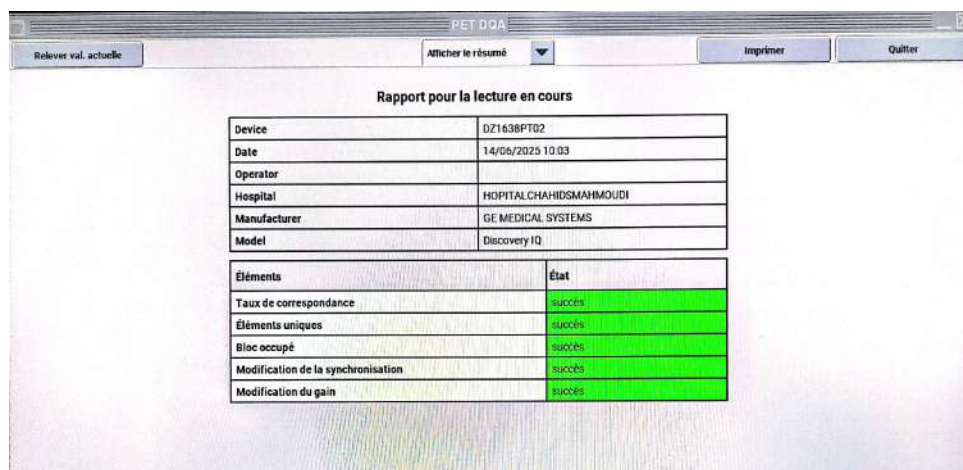
Les résultats de table 4.3 montrent que le taux de coïncidences, le taux de simples, le bloc occupé, les changements de synchronisation, les changements de gain et l'état de température sont tous rapportés comme « No Data / Out of Limits », mais restent associés à un indicateur Vert, suggérant qu'aucune anomalie critique n'a été détectée. Le paramètre Module ID Mismatch indique que tous les identifiants de module correspondent, confirmant l'intégrité de la configuration matérielle.

Enfin, la durée de vie du fantôme source est de 382 jours restants, avec un indicateur Jaune, signalant un état acceptable mais à surveiller.

Le rapport quotidien généré par le système permet de vérifier rapidement le bon fonctionnement du scanner avant chaque vacation. Les résultats sont présentés à l'aide d'un code couleur : le vert indique que tous les paramètres sont conformes aux tolérances du fabricant, le jaune signale qu'un ajustement est conseillé, tandis que le rouge impose

une intervention corrective. Un exemple du rapport quotidien est présenté en figure 4.1.

Ce rapport permet également de consulter les mesures antérieures, d'évaluer l'évolution de l'activité de la source et de surveiller les taux de comptage. Lorsque l'ensemble des critères est respecté, un message de validation s'affiche, confirmant que le scanner est prêt à être utilisé.



PET DQA

Relever val. actuelle Afficher le résumé Imprimer Quitter

Rapport pour la lecture en cours

Device	DZ1638FT02
Date	14/06/2025 10:03
Operator	
Hospital	HOPITAL CHAHIDSMAMOUDI
Manufacturer	GE MEDICAL SYSTEMS
Model	Discovery IQ

Éléments	État
Taux de correspondance	succès
Éléments uniques	succès
Bloc occupé	succès
Modification de la synchronisation	succès
Modification du gain	succès

FIGURE 4.1 – Rapport de la procédure quotidienne de contrôle qualité affiché sur la console du TEP GE

4.2.2 Sensibilité

L'évaluation de la sensibilité a été réalisée à l'aide de l'outil d'analyse intégré à la console du scanner. Des calculs ont été lancés pour les deux configurations prévues par le protocole : au centre du champ de vue (FOV) et à une position décalée de 10 cm par rapport à ce centre.

Les résultats obtenus sont illustrés dans les Figures 4.2 et 4.3.

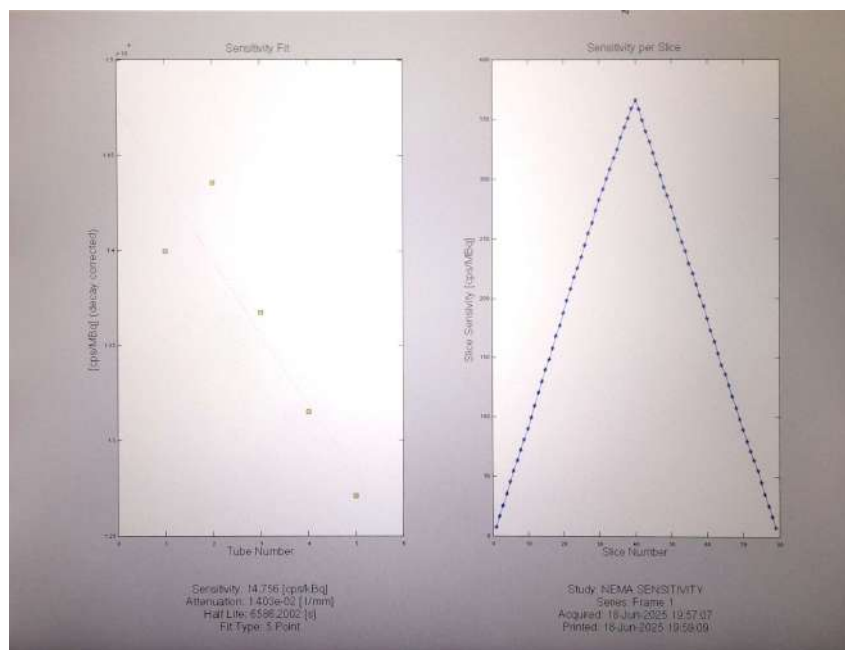


FIGURE 4.2 – Profil de sensibilité axiale pour une source linéaire placée au centre du FOV

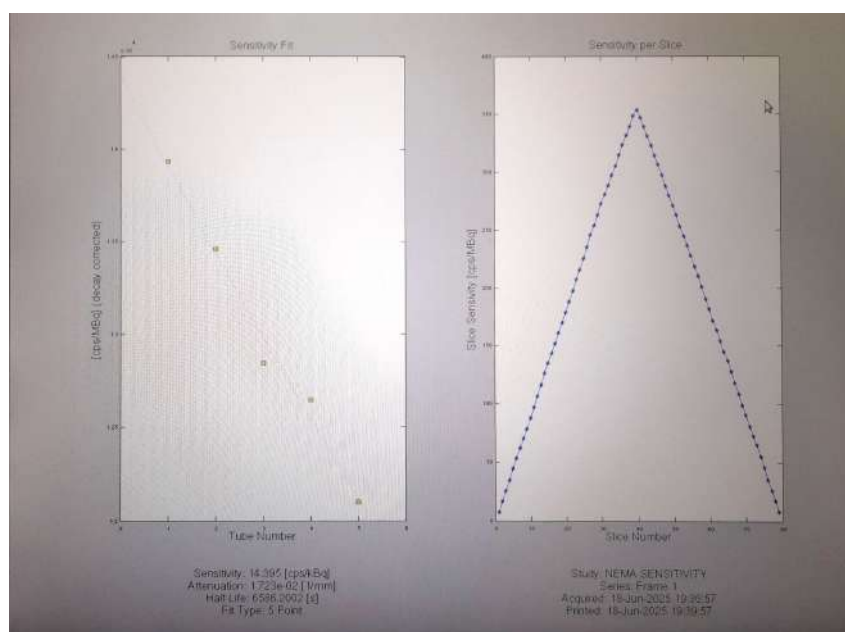


FIGURE 4.3 – profil de sensibilité axiale pour une source linéaire décalée radialement de 10 cm

Les valeurs mesurées et déduites d'après ce test sont récapitulées dans le Tableau 4.4.

TABLE 4.6 – Tableau des résultats de sensibilité du système PET-CT GE Discovery IQ

Position	Sensibilité (cps/kBq)	Valeur minimale attendue (cps/kBq)
Centre du FOV	14.756	≥ 7.1
À 10 cm du centre du FOV	14.395	≥ 6.7

D'après ces figures et cette table nous constatons qu'au centre du champ de vue axial

(*Field of View* — FOV), le fabricant (GE Healthcare) spécifie une valeur minimale de sensibilité de 7,1 cps/kBq pour les scanners dotés d'un FOV de 15,5 cm. La mesure effectuée dans cette étude donne une valeur de 14,756 cps/kBq, largement supérieure à la valeur minimale spécifiée. Ce résultat confirme le bon fonctionnement du système et valide ce test conformément aux exigences constructeur [12].

Le bon niveau de sensibilité observé peut être attribué à l'utilisation de cristaux BGO (bismuth germanate), reconnus pour leur fort pouvoir d'arrêt des photons gamma à 511 keV. Ces cristaux présentent une densité élevée, un rendement lumineux satisfaisant, ainsi qu'une longueur d'onde d'émission bien adaptée aux photomultiplicateurs, ce qui optimise la détection des événements coïncidents.

À 10 cm du centre du FOV, une diminution de la sensibilité a été constatée, ce qui est attendu en raison de la géométrie du détecteur. La valeur obtenue, 14,395 cps/kBq, reste toutefois supérieure à la valeur seuil fixée par le fabricant (6,7 cps/kBq), ce qui confirme également la conformité du système dans cette configuration.

Pour renforcer la robustesse de cette évaluation, une seconde méthode de validation a été utilisée à partir des facteurs de correction générés par la calibration WCC (*Well Counter Correction*), déjà présentée dans la section précédente. Cette approche complémentaire permet de garantir une évaluation fiable et complète de la sensibilité du système.

Le test de sensibilité, utilisé pour évaluer la capacité du scanner à détecter les photons gamma émis par le radiotracer, a confirmé les bonnes performances du système, avec des valeurs largement supérieures aux seuils de référence fixés par le constructeur, garantissant ainsi une qualité d'image optimale et une utilisation efficace de la dose injectée.

4.2.3 Qualité d'image

L'évaluation de la qualité d'image a été réalisée à partir de l'image finale obtenue et représenté en Figure 4.4 par moyennage des trois acquisitions TEP successives. L'analyse n'a pas été effectuée automatiquement par logiciel : elle a été conduite manuellement après affichage de l'image sur la console du système.

Les mesures ont été réalisées directement sur l'image, en positionnant manuellement les régions d'intérêt (ROI) sur les différentes zones du fantôme, notamment sur les sphères chaudes, les sphères froides, ainsi que dans la zone pulmonaire.

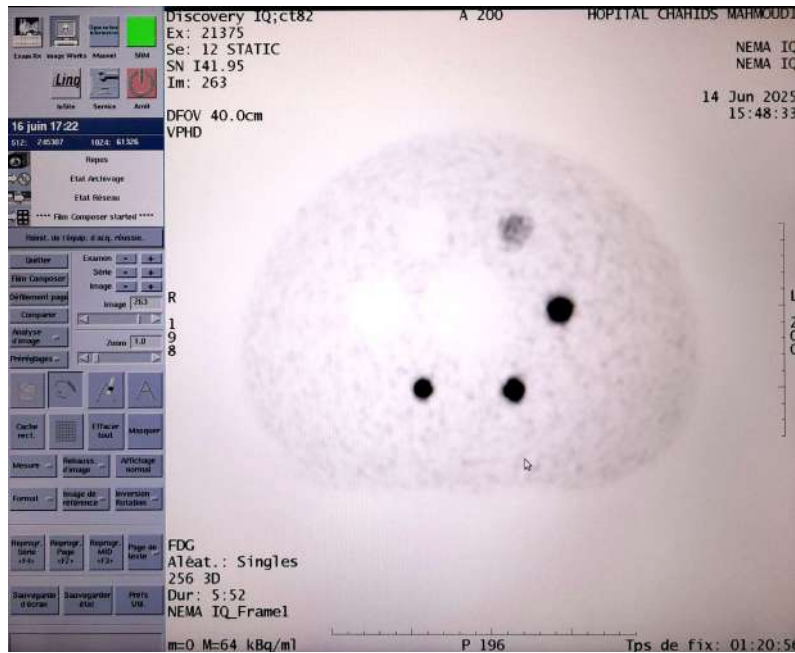


FIGURE 4.4 – Image TEP moyenne obtenue à partir des trois acquisitions

À partir de ces mesures, les paramètres suivants ont été calculés :

- le bruit de fond,
- le contraste pour les sphères chaudes et froides,
- l’erreur de quantification dans la zone pulmonaire.

Les résultats obtenus sont présentés dans la Table 4.5 et 4.6. Pour vérifier la conformité des performances du système, ces résultats ont été comparés aux seuils de tolérance fournis par le fabricant (GE Healthcare).

TABLE 4.7 – Valeurs de la variabilité de bruit de fond et du recouvrement de contraste

Sphères chaudes / froides	10 mm	13 mm	17 mm	22 mm	28 mm	37 mm
Contraste attendu (%)	≥ 20	≥ 30	≥ 40	≥ 50	≥ 60	≥ 60
Contraste mesuré (%)	69.03	78.99	80.07	81.68	82.51	84.71
Variabilité bruit fond attendue (%)	≤ 20	≤ 16	≤ 15	≤ 12	≤ 10	≤ 8
Variabilité bruit fond mesurée (%)	11.40	9.07	8.82	4.90	0.61	0.29

TABLE 4.8 – Résultats du test d’erreur pulmonaire pour le fantôme NEMA IQ.

Erreur pulmonaire	Valeur de référence (%)	Valeur mesurée (%)
Diamètre 50 mm	≥ 19	16.50

Les résultats obtenus montrent que les coefficients de recouvrement de contraste sont supérieurs aux seuils de référence fournis par GE Healthcare, ce qui indique une bonne capacité du système à différencier entre les structures d’intérêt et le tissu de fond.

Par ailleurs, la variabilité mesurée du bruit de fond ainsi que l’erreur pulmonaire observée restent inférieures aux limites spécifiées par le fabricant, ce qui témoigne d’une homogénéité globale satisfaisante et d’une correction efficace des artefacts [12].

A partir des résultats obtenues, nous avons tracé la courbe de l'évolution du contraste mesuré en fonction du diamètre de chaque sphère. Cette dernière est représentée en figure 4.5.

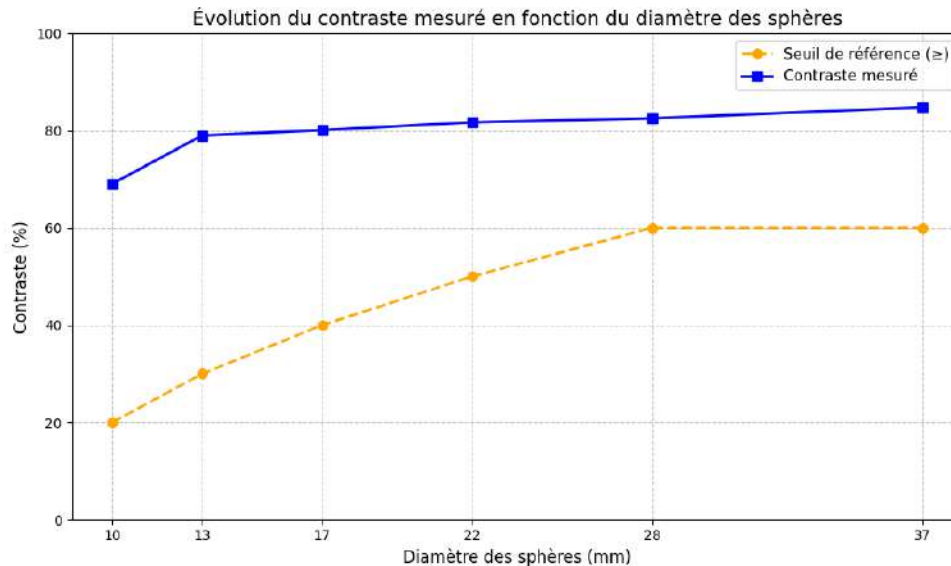


FIGURE 4.5 – Évolution du contraste mesuré (%) en fonction du diamètre des sphères.

Ce graphe illustrant l'évolution du contraste en fonction du diamètre des sphères montre une augmentation significative du contraste avec l'augmentation de la taille des sphères.

L'augmentation du contraste avec le diamètre des sphères s'explique par la réduction de l'effet de volume partiel, une meilleure restitution du signal par le système à partir d'une certaine taille, une amélioration du rapport signal/bruit, et l'efficacité accrue des algorithmes de reconstruction pour des structures plus larges. Cela reflète une bonne performance du scanner TEP, capable de différencier efficacement des volumes d'activité croissants.

Nous avons aussi tracé, à partir des valeurs tabulées, la courbe de l'évolution de la variabilité du bruit de fond en fonction des diamètres des sphères. Cette dernière est représentée en figure 4.6.

D'après ce graphe nous constatons une diminution du bruit de fond avec l'augmentation des diamètres des sphères.

Cette tendance s'explique par plusieurs facteurs.

Tout d'abord, la réduction de l'effet de volume partiel permet une meilleure restitution du signal pour les grandes sphères, limitant ainsi la dispersion de l'activité sur les voxels adjacents.

Ensuite, le rapport signal/bruit s'améliore avec l'augmentation de la taille des sphères, car celles-ci génèrent un signal plus intense, ce qui réduit la contribution relative du bruit.

De plus, les petites sphères ont tendance à perturber davantage le fond d'image en raison du phénomène de *spill-over*.

Le *spill-over* correspond à une contamination du signal d'une région d'intérêt par l'activité d'une région adjacente. Il se produit généralement lorsque deux structures aux concentrations radioactives très différentes sont proches spatialement.

Ce phénomène est principalement dû à l'effet de volume partiel et aux limitations de la résolution spatiale du système.

Il se traduit par une perte de contraste et une augmentation de la variabilité dans les régions homogènes environnantes.

Enfin, les algorithmes de reconstruction, notamment ceux intégrant les corrections PSF (Point Spread Function) et TOF (Time-of-Flight), sont plus efficaces pour des structures de taille moyenne à grande, ce qui permet de restituer un fond d'image plus homogène.

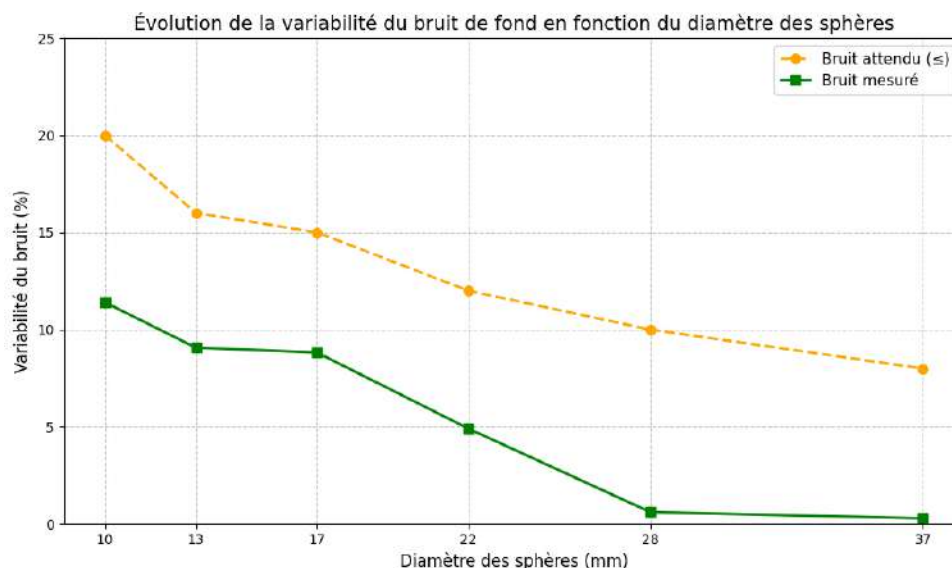


FIGURE 4.6 – Évolution de la variabilité du bruit de fond (%) en fonction du diamètre des sphères.

Cette diminution du bruit de fond traduit donc une bonne stabilité et une performance fiable du système TEP/CT pour la détection de structures plus volumineuses.

Afin de vérifier la stabilité des performances en pratique clinique, ces résultats ont été comparés aux valeurs de référence. Une légère baisse des valeurs liées au contraste et à la variabilité a été observée, en particulier au niveau des sphères chaudes. Toutefois, les données recueillies restent compatibles avec les critères d'acceptabilité.

4.2.4 Correction 3D du compteur de puits

La correction WCC (*Well Counter Calibration*) a été réalisée dans le cadre de la vérification complémentaire de la sensibilité du système à l'aide de l'outil intégré *3D Normalization Calculation* disponible sur la console du PET-Scanner.

Après avoir sélectionné l'examen correspondant à cette procédure, le système génère automatiquement une courbe des facteurs de correction de sensibilité en fonction du nombre de coupes acquises. Cette dernière est représentée en Figure 4.7.

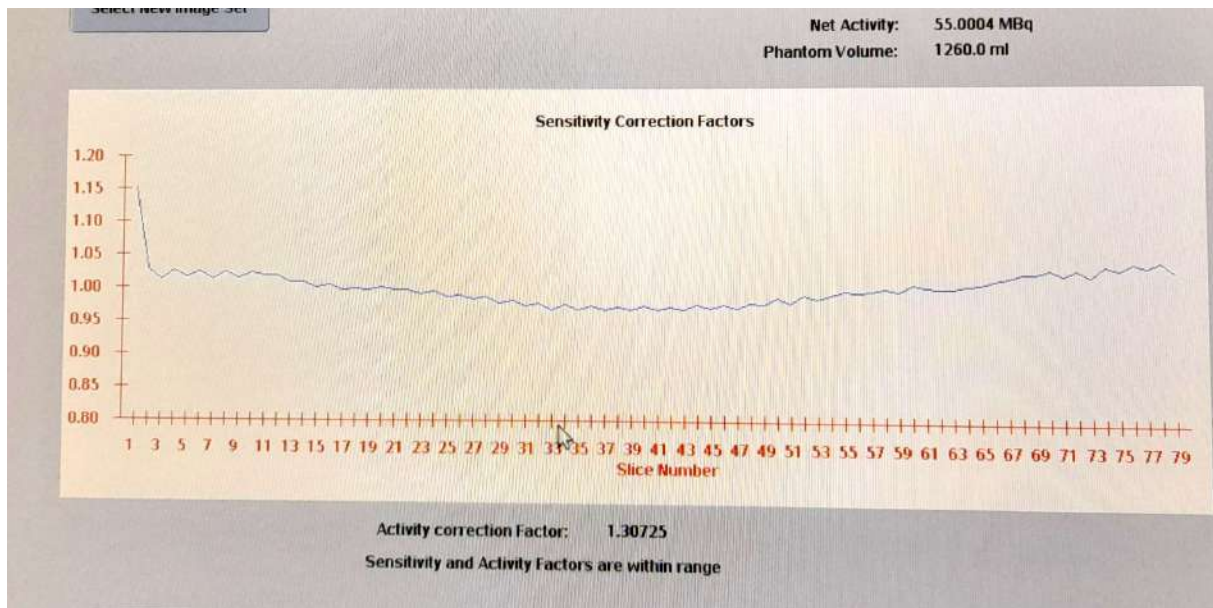


FIGURE 4.7 – génération de correction de la sensibilité et de l'activité

Ce test constitue une méthode alternative permettant de contrôler la stabilité de la sensibilité sur l'ensemble du champ axial du TEP scanner.

Selon cette courbe, Figure 4.7, nous constatons que le facteur de calibration mesuré est de 1,30725. Cette valeur représente le rapport entre la sensibilité mesurée lors du test et la sensibilité de référence.

Cela signifie que le système détecte environ **30%** de signal en plus de la valeur de référence initiale. Ce facteur a été validé automatiquement par le logiciel car il reste dans la plage acceptable.

Une fois ce facteur approuvé, il est automatiquement enregistré dans la base de données du système, devenant ainsi la nouvelle référence pour la correction de sensibilité appliquée à chaque acquisition TEP ultérieure.

Cette opération garantit l'ajustement optimal des paramètres du scanner, en assurant une calibration précise et une uniformité des données acquises [37].

4.3 Étude de performance de la partie CT du PET-Scanner Contrôle

4.3.1 Vérification dosimétrique du scanner

Le tableau 4.7 regroupe les mesures du $CTDI_{100}$ obtenues à différentes positions de la chambre d'ionisation dans le fantôme (illustré à la Figure 3.18). Le tableau 4.8, quant à lui, compare les valeurs mesurées du $CTDI_{vol}$ avec celles fournies automatiquement par la console du scanner.

TABLE 4.9 – Les résultats de la mesure du $CTDI_{100}$

$CTDI_{100, c}$ (mGy)	$CTDI_{100, 12h}$ (mGy)	$CTDI_{100, 3h}$ (mGy)	$CTDI_{100, 6h}$ (mGy)	$CTDI_{100, 9h}$ (mGy)
25,911951	25,9938644	25,9665599	28,0143959	26,0707042

TABLE 4.10 – Comparaison des valeurs de $CTDI_{vol}$ mesuré et affiché

$CTDI_{vol}$ mesuré (mGy)	$CTDI_{vol}$ affiché (mGy)	Différence (%)	Tolérance (%)
19,20914822	17,65	8,83370102	20

L'écart relatif observé sur le $CTDI_{vol}$ est de 8,83370102 %, ce qui reste inférieur à la tolérance maximale autorisée de 20% [18], validant ainsi la précision de l'affichage dosimétrique du système.

Ces résultats indiquent que le système d'acquisition et d'affichage des doses du scanner PET est conforme aux exigences de qualité et peut être considéré comme fiable du point de vue dosimétrique.

4.3.2 Contrôle de la qualité d'image de la partie scanner PET-CT

4.3.2.1 Résultats de vérification de la taille de pixel et distorsion

La table 4.9 représente les résultats obtenus lors de la vérification de la taille des pixels et de la distorsion.

TABLE 4.11 – Taille de pixel et distorsion

Tige	Distance mesurée (mm)	Angle mesuré (°)
1	50	90
2	50	90
3	50	90
4	50	90

Les résultats obtenus (Table 4.9) montrent une parfaite concordance entre les distances, les angles mesurés et les valeurs théoriques.

Cette précision confirme, d'une part, que la taille des pixels utilisée est correcte, assurant ainsi une excellente fidélité dans la reconstruction des images. D'autre part, elle atteste la bonne calibration du scanner ainsi que du bon fonctionnement de ses algorithmes de reconstruction.

4.3.2.2 Résultats du Test de résolution à bas contraste

L'ensemble des résultats obtenus lors de l'évaluation de la résolution à bas contraste sont représentés sur la table 4.10.

TABLE 4.12 – Résolution à bas contraste

Les sphères	Diamètre réel (mm)	Diamètre mesuré (mm)
1	2	2
2	4	4
3	6	6
4	8	8
5	10	10

La tolérance est de ± 2 mm.

Les résultats obtenus (Table 4.10) révèlent une bonne correspondance entre les valeurs mesurées et les valeurs réelles, témoignant du bon fonctionnement global du système.

Toutefois, l'évaluation de la détectabilité à bas contraste met en évidence certaines limites : les structures de 4 mm sont encore perceptibles, bien que leur contraste reste relativement faible, tandis que les structures de 2 mm ne sont pas détectables sur l'image, ce qui reflète la limite de résolution du scanner pour les objets faiblement contrastés.

4.3.2.3 Résultats de vérification de la linéarité des Nombres CT

Les valeurs mesurées et déduites d'après ce test sont récapitulées dans le Tableau 4.11.

TABLE 4.13 – Linéarité des nombres CT

Matériau	Nombre CT mesuré (UH)	Densité électronique	Gamme d'UH
PMP	-180.7	0.853	-220 : -172
Air	-982.89	0.0012	-1046 : -986
Teflon	901.06	1.808	941 : 1060
Delrin	335.51	1.363	344 : 387
Acrylic	121.69	1.147	92 : 137
Polystyrène	-32.49	0.998	-65 : -29
LDPE	-84.06	0.945	-121 : -87
Eau	0	1.000	-7 : +7

Ces valeurs ont été utilisées pour tracer une courbe liant la densité électronique des différents matériaux du fantôme à leurs nombre CT.

La courbe de linéarité est représenté en Figure 4.8. Elle illustre l'évolution de la densité électronique en fonction des nombres CT (UH), met en évidence une forte corrélation linéaire.

Cette relation traduit la capacité du scanner simulateur à estimer de manière fiable les densités électroniques à partir des valeurs de nombre CT, ce qui renforce la confiance dans la précision du système pour l'analyse quantitative des matériaux.

Cette figure montre bien une relation quasiment linéaire entre les valeurs de densité relative électronique et les nombres CT mesuré pour chaque cible.

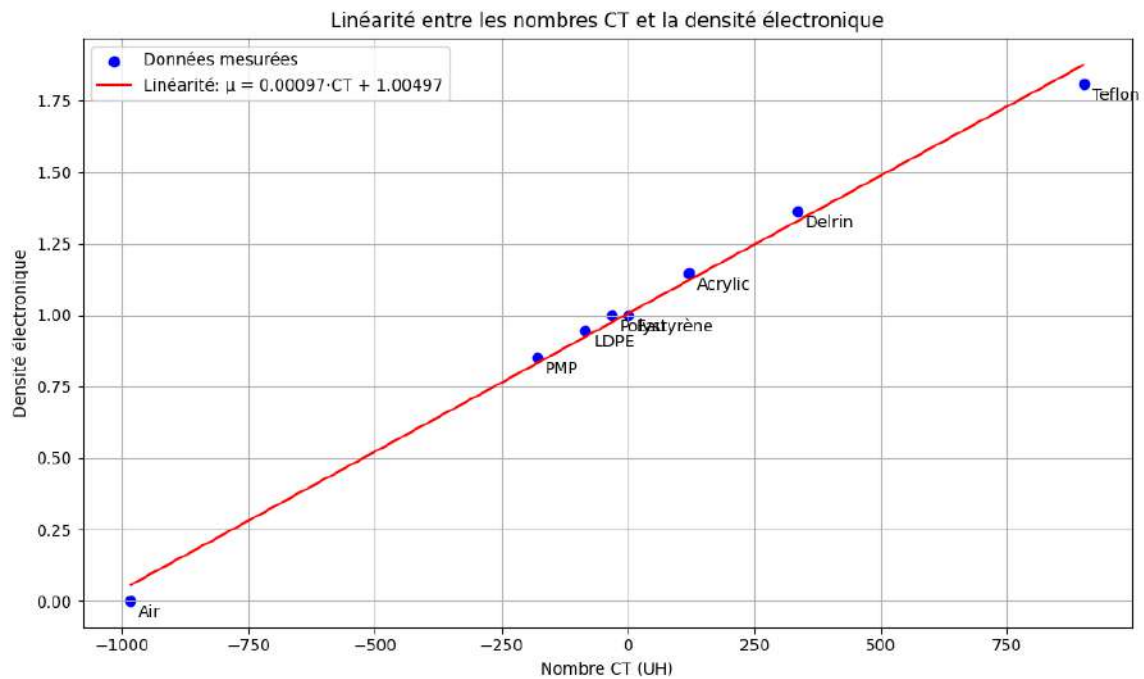


FIGURE 4.8 – La densité électronique en fonction des nombres CT

La linéarité permet d'évaluer la relation entre les nombres CT et les coefficients d'atténuation linéique des matériaux. Cette relation s'exprime par la relation exprimée dans l'équation 4.1.

$$\mu = a \cdot \text{NCT} + b \quad (4.1)$$

où a et b sont des constantes caractéristiques de l'appareil.

D'après la courbe représentée dans la figure qui montre une linéarité des nombres CT par rapport aux densités électroniques des matériaux, nous pouvons déduire les valeurs des coefficients a et b .

$$\text{Coefficient } a = 0,00097 \quad \text{Coefficient } b = 1,00497$$

En utilisant ces facteurs, nous arrivons à déterminer la relation linéaire liant les nombre CT au coefficient d'atténuation. cette dernière est exprimée par la formule équation 4.2.

$$\mu = 0,00097 \cdot \text{NCT} + 1,00497 \quad (4.2)$$

Cela montre une bonne linéarité entre les nombres CT et la densité électronique des matériaux.

Cette conformité est essentielle au bon fonctionnement du processus de correction d'atténuation des données TEP. Elle assure ainsi une fidélité dosimétrique et une robustesse dans la quantification métabolique, éléments clés en imagerie hybride.

4.3.2.4 Résultats de contrôle du Bruit de fond, de l'Uniformité et des nombres CT moyen

La table 4.12 présente les différents nombre CT des ROIs central et périphériques de module 3 mesurés lors de la réalisation de ce contrôle.

TABLE 4.14 – Données du nombre CT, déviation standard et bruit pour chaque ROI

Position du ROI	Nombre CT	Déviatiion standard	Bruit (%)
1 (12h)	96.02	5.86	0.486
2 (15h)	97.71	6.31	0.631
3 (18h)	96.99	6.09	0.609
4 (21h)	96.60	3.99	0.399
5 (Centre)	95.55	5.52	0.504

D'après ce tableau, nous remarquons que le scanner présente un niveau de bruit très faible (compris entre 0,399 % et 0,631 %), nettement inférieur au seuil de tolérance fixé à moins de 1 %, ce qui témoigne de sa stabilité technique et de sa capacité à générer des images précises. Cette performance favorise une détection optimale des structures à faible contraste [27, 28]. Nous pouvons déduire les valeurs de l'uniformité en fonction des valeurs tabulées dans la table 4.12. L'uniformité s'exprime par l'équation 4.3.

$$U = NCT_c - NCT_p = -1,28 \text{ UH} \quad (4.3)$$

soit une valeur absolue de $|U| = 1,28 \text{ UH}$, ce qui respecte la tolérance de $\pm 5 \text{ UH}$ [27, 28].

D'après cette analyse du module homogène du fantôme Catphan, nous remarquons une uniformité satisfaisante de l'image, avec une variation centrale-périphérique des nombres CT de 1,28 UH, inférieure à la tolérance admise de $\pm 5 \text{ UH}$.

Cette stabilité spatiale des Unités Hounsfield atteste d'une homogénéité de réponse du détecteur et d'un système de reconstruction correctement calibré. Cela garantit l'absence de biais systématique dans l'image, indispensable en co-enregistrement TEP/CT.

En ce qui concerna la déduction de la valeur du bruit de fond moyenne, nous avons une valeur de :

$$B_{\text{moyen}} \approx 0.526 \% < 1 \%$$

Ce paramètre est défini comme l'écart-type du signal dans une zone homogène, la valeur mesurée est largement inférieure au seuil de 1 %. Ce faible niveau de bruit indique une performance optimale de la chaîne d'acquisition (détecteurs, électronique, reconstruction) et une excellente capacité du système à restituer les faibles variations de densité, ce qui est crucial pour la détection de lésions à bas contraste.

4.3.2.5 Résultats du test de la Résolution spatiale

Les résultats obtenues lors de la vérification de la résolution spatiale sont représentés dans la table 4.13 ainsi que dans la figure 4.9.

TABLE 4.15 – Résultats de mesure MTF

PL/cm	M_Mire (SD)	FTM	FTM relative (%)
1	215.01	0.9062	100.00
2	192.16	0.8099	89.36
3	177.64	0.7487	82.63
4	161.65	0.6813	75.17
5	133.34	0.5620	62.04
6	106.43	0.4486	49.50
7	89.21	0.3760	41.49
8	50.61	0.2133	23.54
9	15.42	0.0650	7.17
10	10.72	0.0452	4.99

D'après ce tableau, nous remarquons une diminution progressive de la fonction de transfert de modulation (FTM) en fonction du nombre de paires de lignes par centimètre. Cette décroissance traduit la capacité décroissante du système à restituer les détails fins à haute fréquence spatiale. Cette évolution est attendue et confirme le bon calibrage et le comportement conforme du scanner en termes de résolution spatiale. Afin de mieux résumer la relation de décroissance de la MTF en fonction des paires de ligne par centimètre, nous avons tracé la courbe représenté en figure 4.9.

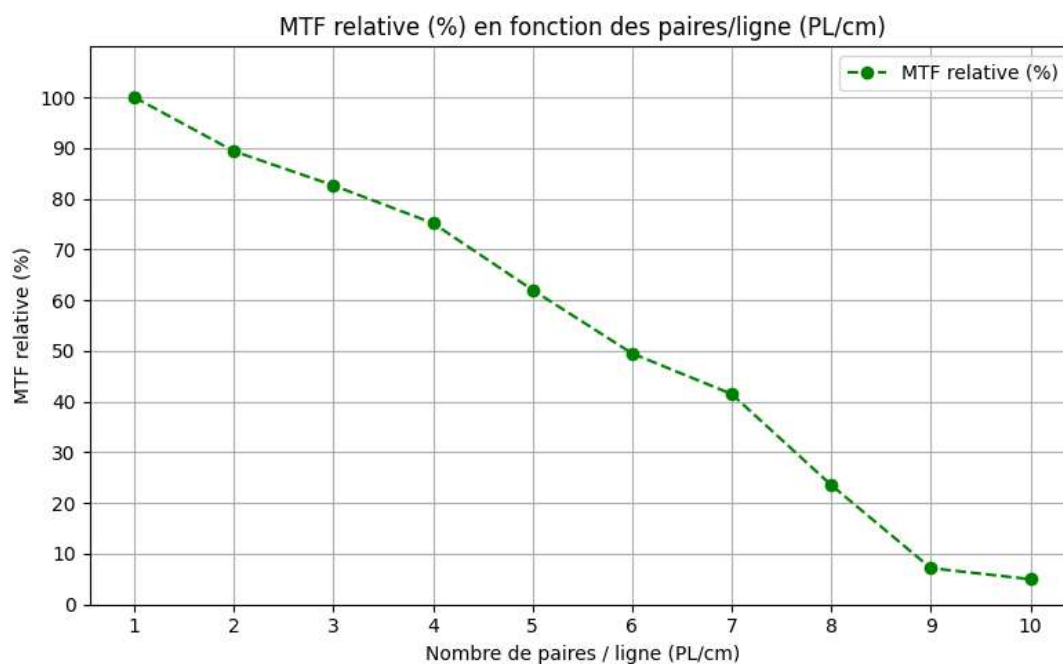


FIGURE 4.9 – La MTF en fonction de fréquence spatial(pl/cm)

L'analyse qualitative a montré que des détails sont distinguables jusqu'à 6 pl/mm, ce qui reflète une bonne résolution spatiale conforme à la tolérance (5 pl/cm).

Pour l'analyse quantitative nous avons obtenue une MTF(50%) de l'ordre de 6 pl/cm et une MTF(10%) de 8,9 pl/cm.

Ces résultats indique que le système est performant pour les basses et moyennes

fréquences spatiales, mais présente des limites pour les hautes fréquences, ce qui réduit la précision dans la restitution des détails très fins. [27, 28]

Conclusion générale

La TEP-CT s'impose aujourd'hui comme un outil essentiel en imagerie médicale, offrant la possibilité unique de combiner informations fonctionnelles et morphologiques au cours d'une même acquisition.

Ce mémoire s'est concentré exclusivement sur l'étude des performances techniques du système PET-Scanner Discovery IQ, équipé de cristaux scintillateurs en bismuth germanate (BGO), installé au sein de l'établissement hospitalier Chahids Mahmoudi.

L'étude des performances du TEP scanner Discovery IQ, réalisée conformément au protocole NEMA NU2-2018 [15] et à l'aide des fantômes de référence, a permis de confirmer la conformité de l'équipement aux spécifications techniques fixées par le fabricant. Les résultats obtenus ont mis en évidence une sensibilité élevée, une résolution spatiale homogène sur l'ensemble du champ de vue (FOV), ainsi qu'une qualité d'image satisfaisante, même dans les conditions cliniques courantes.

Ces caractéristiques font de ce système un outil performant et fiable, particulièrement adapté aux examens TEP corps entier, où la précision de détection et la qualité de reconstruction sont essentielles au diagnostic. Les performances mesurées traduisent un fonctionnement stable et optimisé du scanner, répondant aux exigences des standards internationaux de qualité en imagerie moléculaire.

Ces résultats confirment que ce scanner est parfaitement adapté à des acquisitions en corps entier, garantissant une fiabilité technique indispensable pour des examens de haute qualité.

Cette évaluation rigoureuse des performances techniques constitue une étape clé pour assurer une utilisation optimale et sécurisée du PET-CT. Elle permet d'établir une base solide pour la maintenance préventive, le contrôle qualité régulier et l'amélioration continue des protocoles d'imagerie.

En conclusion, ce travail souligne l'importance d'une maîtrise approfondie des caractéristiques physiques du système PET-CT, préalable indispensable à toute application clinique. Il met également en lumière le rôle central du physicien médical dans le suivi et l'optimisation des performances des dispositifs d'imagerie moléculaire.

Bibliographie

- [1] Cherry, S. R., Sorenson, J. A., Phelps, M. E. (2012). **Physics in Nuclear Medicine** (4th ed.). Elsevier.
- [2] Bailey, D. L., Townsend, D. W., Valk, P. E., Maisey, M. N. (2005). **Positron Emission Tomography : Basic Sciences**. Springer.
- [3] Mettler, F. A., Guiberteau, M. J. (2018). **Essentials of Nuclear Medicine Imaging** (7th ed.). Elsevier.
- [4] Firestone, B. (1996). **Table of Isotopes**, edited by V. Shirley, John Wiley Sons, Vol. I, ISBN 0-471-14918-7.
- [5] Couturier, O., Jerusalem, G., N’Guyen, J., Hustinx, R. (2006). Sequential positron emission tomography using [18F] Fluorodésoxyglucose for monitoring response to chemotherapy in metastatic breast cancer. **Clinical Cancer Research**, 12(21), 6437–6443.
- [6] IAEA (2003). **Production of Long Lived Parent Radionuclides for Generators : 68Ge, 82Sr, 90Sr and 188W**. International Atomic Energy Agency.
- [7] Société Française de Physique Médicale. (2008). **Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie d’émission de positons** (Rapport SFPM n°24). Institut Curie.
- [8] Hutton, B. F., Braun, M. (2003). Software and Algorithms for Image Reconstruction. **European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging**, 30(5), 771-785.
- [9] Cherry, S.R., Sorenson, J.A., & Phelps, M.E. (2018). *Physics in Nuclear Medicine* (4th ed.). Elsevier.
- [10] Demir, M., Toklu, T., Abuqbeith, M., Çetin, H., Sezgin, H. S., & Yeyin, N. (2018). Evaluation of PET scanner performance in PET/MR and PET/CT systems : NEMA tests. *Molecular Imaging and Radionuclide Therapy*, **27**, 10–18.
- [11] Carney, J. P. J., Yap, J. T., & Townsend, D. W. (2004). PET count rate performance and CT image quality of a 16-slice LSO PET/CT for clinical whole-body imaging. *Radiation Physics and Chemistry*, **71**(4), 963–965.
- [12] General Electric Company. (2014). GE Healthcare Discovery IQ : NEMA Test Procedures and Detector Performance Test. Waukesha, Wisconsin 53188 : *GE Healthcare*.
- [13] Saha, G. B. (2005). *Basics of PET Imaging : Physics, Chemistry, and Regulations*. Springer. pp. 39–41 ; 101–102 ; 117–118.
- [14] International Atomic Energy Agency (2009). *Quality Assurance for PET and PET/CT Systems*. Vienna : IAEA.
- [15] National Electrical Manufacturers Association (2007). *Standards Publication NU 2–2007 : Performance Measurements of Positron Emission Tomographs*. Rosslyn, VA : NEMA.

- [16] Seibert, J. A., Mawlawi, O., Kinahan, P. E., et al. (2019). *AAPM Report No. 126 : PET/CT Acceptance Testing and Quality Assurance. Report of AAPM Task Group 126*. American Association of Physicists in Medicine, October 2019.
- [17] de Dreuille, O., Maszelin, P., Foehrenbach, H., Bonardel, G., & Gaillard, J. F. (2002). *Principe et technique de la tomographie par émission de positons (TEP)*. Encyclopédie Médico-Chirurgicale, Radiodiagnostic – Principes et techniques d’imagerie, 35-310-A-10, 22 pages. Paris : Éditions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS.
- [18] International Atomic Energy Agency. (2012). **Quality Assurance Programme for Computed Tomography : Diagnostic and Therapy Applications**, Human Health Series No. 19. IAEA.
- [19] SFPM, Commission Scanner, *Guide de contrôle de qualité en scanner*, version 2012.
- [20] Benseddik M.E.A. & Oumansour M.E.A., *Contrôle de qualité des accélérateurs linéaires et des scanners simulateurs – Procédure et application*, Université de Tlemcen, 2016.
- [21] The Phantom Laboratory, *Catphan 600 Manual*, Version 5.0.
- [22] AAPM Report No. 39, *Specification and Acceptance Testing of Computed Tomography Scanners*, American Association of Physicists in Medicine, 1993.
- [23] IAEA, *Quality Assurance Programme for Computed Tomography : Diagnostic Radiology Physics*, Training Course Series No. 47, 2010.
- [24] Aquilab SAS, *Guide d’utilisation des fantômes de positionnement et de vérification des lasers*, 2019.
- [25] The Phantom Laboratory, *Catphan® 500 and 600 Manual*, The Phantom Laboratory Inc., 2015.
- [26] Lu, S., Zhang, P., Li, C., Sun, J., Liu, W., Zhang, P. (2021). A NIM PET/CT phantom for evaluating the PET image quality of micro-lesions and the performance parameters of CT. **BMC Medical Imaging**, 21(1), 165.
- [27] AAPM Report No. 74, *Quality Control in Diagnostic Radiology*, American Association of Physicists in Medicine (2003).
- [28] SFPM SFR, *Contrôle de qualité des installations de scanner médical - Guide méthodologique*, Société Française de Physique Médicale (2021).
- [29] International Commission on Radiological Protection (ICRP). (2007). *Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT)*. ICRP Publication 102.
- [30] International Commission on Radiological Protection (ICRP). (2007). *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. Elsevier.
- [31] Société Française de Physique Médicale (SFPM) & Société Française de Radiologie (SFR). (2019). *Niveaux de Référence Diagnostiques en Radiologie et en Médecine Nucléaire – Mise à jour 2019*.
- [32] AAPM Task Group 23. (2008). *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*. AAPM Report No. 96. American Association of Physicists in Medicine.
- [33] Société Française de Physique Médicale, *Contrôle qualité des scanners – Guide pratique*, SFPM, 2011.

- [34] Brix G. et al., *Diagnostic reference levels for CT : practical aspects*, Radiation Protection Dosimetry, 2003.
- [35] ICRP Publication 87, *Managing Patient Dose in Computed Tomography*, International Commission on Radiological Protection, 2000.
- [36] AAPM Report No. 1, *Performance Evaluation and Quality Assurance in Computed Tomography*, 1977.
- [37] Md Shohag Mia, Md Nahid Hossain, Tanvir Ahmed Biman, M.F. Fazlul Kabir.
Performance Evaluation of the GE Discovery IQ PET/CT System According to the NEMA NU2-2012 Standard.
Bangladesh Journal of Physics, vol.30, n°2, pp.57–67, juin 2023.
(reçu : 18.12.2022 ; révisé : 17.05.2023 ; accepté : 22.05.2023)
- [38] National Electrical Manufacturers Association (NEMA).
NEMA Standards Publication NU 2-2018 : Performance Measurements of Positron Emission Tomographs (PETs).
1300 N. 17th Street, Suite 900, Rosslyn, VA 22209, USA.
© 2018 National Electrical Manufacturers Association.

Résumé

La tomographie par émission de positons (TEP), associée à la tomodensitométrie (TDM), s'est imposée comme une technique d'imagerie de référence, en particulier en oncologie. Pour garantir une qualité d'image optimale et une quantification fiable, il est indispensable d'évaluer régulièrement les performances des équipements. Ce mémoire s'inscrit dans cette démarche, en étudiant les performances physiques et le contrôle qualité du scanner PET/CT GE Discovery IQ 5-Ring, installé à l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi Ouzou.

Le travail repose sur les protocoles de la norme NEMA NU2-2018, qui encadre les tests de performance des équipements TEP. Les évaluations ont porté sur la sensibilité, la qualité d'image à l'aide du phantom NEMA IQ, la calibration quantitative (WCC) et le contrôle qualité quotidien (DQA). En complément, des contrôles mécaniques et dosimétriques ont été réalisés afin de vérifier la stabilité géométrique du système et l'exactitude des doses délivrées.

Les résultats confirment la conformité du système aux spécifications du constructeur et aux standards internationaux.

Le scanner s'est révélé stable, performant et prêt pour une utilisation clinique rigoureuse, tout en ouvrant la voie à une future accréditation telle que le label EARL, un programme européen qui vise à harmoniser les mesures quantitatives en TEP, en assurant une fiabilité et une comparabilité des résultats entre centres.

Mots-clés : Scanner PET/CT, Contrôle qualité, Norme NEMA NU2-2018, Calibration, Sensibilité, Dosimétrie.

Abstract

Positron Emission Tomography (PET), combined with Computed Tomography (CT), has become a key imaging modality, particularly in oncology. To ensure optimal image quality and reliable quantification, it is essential to regularly assess the performance of the imaging systems. This thesis follows that approach by evaluating the physical performance and quality control of the GE Discovery IQ 5-Ring PET/CT scanner, installed at the Chahids Mahmoudi Hospital in Tizi Ouzou.

The study is based on the protocols defined by the NEMA NU2-2018 standard, which provides guidelines for PET system performance evaluation. The assessments included sensitivity, image quality using the NEMA IQ phantom, quantitative calibration (WCC), and daily quality control (DQA). Additional mechanical and dosimetric checks were also carried out to verify the system's geometric stability and the accuracy of delivered doses.

The results confirm that the system complies with the manufacturer's specifications and international standards.

The scanner demonstrated stable and reliable performance, making it suitable for routine clinical use and paving the way for potential EARL accreditation—a European program aimed at harmonizing PET quantification across centers by ensuring reproducibility and inter-site comparability of SUV measurements.

Keywords : PET/CT scanner, Quality Control, NEMA NU2-2018, Calibration, Sensitivity, Dosimetry.

Annexes

Procédures des différents tests effectués

Procédure de calibration quotidienne (Daily Quality Assurance – DQA)

Définition : Le test de **calibration quotidienne DQA (Daily Quality Assurance)** est une procédure automatisée permettant de vérifier, chaque jour, l'intégrité fonctionnelle du système PET/CT avant toute utilisation clinique. Il s'agit d'un contrôle de routine effectué à l'aide d'un fantôme annulaire contenant une source scellée de ^{68}Ge , qui simule une activité uniforme et stable. Ce test évalue la stabilité du gain des détecteurs, la position de la fenêtre énergétique centrée sur 511 keV, l'uniformité de réponse des cristaux scintillateurs, ainsi que l'alignement mécanique de la table avec le champ de vue. Le DQA permet de détecter toute dérive ou anomalie du système, garantissant ainsi la sécurité et la fiabilité des examens réalisés. Il constitue une étape clé du programme de contrôle qualité recommandé par GE Healthcare.

Objectif : Vérifier le bon fonctionnement du système PET/CT avant tout examen clinique. Ce test permet de contrôler :

- la stabilité du gain des détecteurs,
- la fenêtre énergétique centrée sur 511 keV,
- l'uniformité de la réponse des cristaux,
- l'alignement mécanique de la table avec le champ de vue du PET.

Matériel requis :

- Scanner PET/CT **GE Discovery IQ 5 Rings**,
- Fantôme annulaire (*Annulus Phantom*) contenant une source scellée de ^{68}Ge ,
- Console d'acquisition avec accès au menu *Daily Quality Assurance*.

Procédure expérimentale :

1. **Installation du fantôme :** Placer le fantôme annulus correctement centré sur la table d'examen. S'assurer de son bon alignement axial et transversal dans le champ de vue du PET.
2. **Accès au module DQA :** Depuis la console du scanner, accéder à : **Service Tools** → **Daily Quality Assurance**, puis vérifier que le système est en mode **Ready**.
3. **Lancement du test :** Démarrer l'acquisition. Le système utilise automatiquement la source de ^{68}Ge contenue dans le fantôme. La durée totale du test est d'environ **10 à 15 minutes**.
4. **Vérifications effectuées automatiquement :**

- Contrôle du gain des détecteurs,
 - Contrôle de la fenêtre énergétique centrée sur 511 keV,
 - Uniformité de la réponse des cristaux,
 - Stabilité temporelle du système,
 - Alignement mécanique de la table avec le champ de vue PET.
5. **Analyse des résultats** : À la fin du test, un rapport est généré automatiquement :
- **Vert** : tous les paramètres sont conformes, le système est prêt à l'usage clinique.
 - **Rouge** ou **Jaune** : échec d'un ou plusieurs contrôles, intervention requise.
6. **En cas d'échec du test** :
- Relancer le test une seconde fois après vérification du positionnement du fantôme,
 - Si l'échec persiste :
 - Ne pas utiliser le scanner,
 - Contacter le support technique de GE Healthcare,
 - Réaliser une maintenance avant tout examen patient.

Remarques : Le test Daily Quality Assurance (DQA) doit être effectué chaque jour avant toute utilisation du scanner PET/CT. Il s'intègre dans le programme de contrôle qualité recommandé par GE Healthcare.

Fréquence : Quotidien

Test de sensibilité

Définition : Le test de sensibilité évalue la capacité du scanner PET à détecter les événements de coïncidences vrais, en mesurant le taux de comptage par unité d'activité radioactive, exprimé en cps/kBq. Il s'agit d'un test fondamental de performance selon la norme **NEMA NU 2-2018**, permettant de vérifier la qualité de détection intrinsèque du système.

Objectif : Déterminer la sensibilité absolue du scanner PET, c'est-à-dire le nombre de vrais événements détectés par seconde pour chaque kBq d'activité présente dans le champ de vision (FOV), après correction des événements aléatoires.

Matériel utilisé :

- **Scanner** : GE Discovery IQ 5 Rings,
- **Source radioactive** : activité de ^{18}F diluée dans une ligne capillaire (source linéaire),
- **Manchons d'atténuation cylindriques** : 5 tubes en aluminium de diamètres croissants (fournis avec le kit NEMA),
- **Support de source linéaire**, niveau à bulle
- **Calibrateur de dose**, seringues.

Méthodologie expérimentale

Préparation de la source d'activité

La préparation de la source linéaire est une étape cruciale du test de sensibilité. Elle doit être réalisée avec précision afin d'assurer la fiabilité des résultats.

1. Prélever une activité de 20 MBq (soit environ 0,5 mCi) de ^{18}F dans une seringue propre.
2. Transférer le contenu de la seringue dans un récipient propre, puis compléter avec de l'eau jusqu'à atteindre un volume total de 3 mL.
3. À l'aide d'une nouvelle seringue, aspirer l'activité diluée contenue dans le récipient.
4. Mesurer l'activité exacte de cette seringue à l'aide d'un calibrateur de dose.

Remarque : La sensibilité mesurée dépend directement de la précision de cette activité. Il est donc indispensable de s'assurer que le calibrateur de dose a été récemment étalonné, et que le réglage de l'isotope est bien positionné sur ^{18}F .
5. Enregistrer l'activité mesurée ainsi que l'heure de la mesure. Injecter ensuite la solution radioactive dans la ligne capillaire jusqu'à ce que les 70 cm centraux soient complètement remplis.
 - Seuls les 70 cm centraux de la ligne doivent contenir l'activité.
 - Sceller les deux extrémités de la ligne. L'une des extrémités doit pouvoir s'insérer dans le manchon en aluminium de plus petit diamètre.
 - Si besoin, utiliser un produit tel que **Critoseal** pour obturer hermétiquement une extrémité, notamment si le bouchon standard est trop large.
6. Replacer ensuite la seringue utilisée dans le calibrateur de dose et enregistrer l'heure ainsi que l'activité résiduelle (*post-injection*).
7. Les valeurs d'activité avant et après injection, ainsi que les horaires correspondants, seront saisies dans l'interface logicielle (ex. : écran *Tracer*).
8. La source en ligne est ensuite insérée à travers le manchon en aluminium de plus petit diamètre pour débiter les acquisitions.

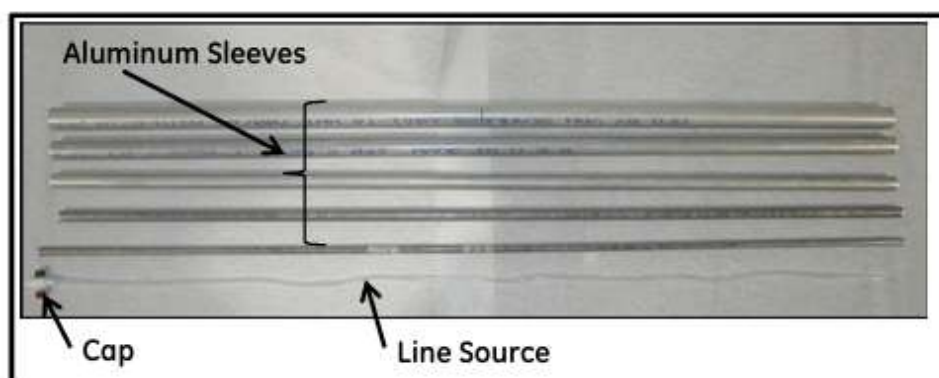


Figure A : *Source linéaire et manchons en aluminium.*

Positionnement de la source linéaire et acquisition des données 3D

Avant de commencer l'acquisition, il est important de laisser l'activité radioactive décroître en dessous de 4 MBq, afin de maintenir un taux d'événements aléatoires inférieur à 5%.

1. Installer un dispositif de support stable (en utilisant par exemple du ruban adhésif et des attaches-câbles) pour maintenir la source linéaire et les manchons d'atténuation en aluminium en position horizontale, comme illustré à la Figure B. Il est conseillé d'utiliser un niveau à bulle pour garantir que l'ensemble reste parfaitement horizontal.

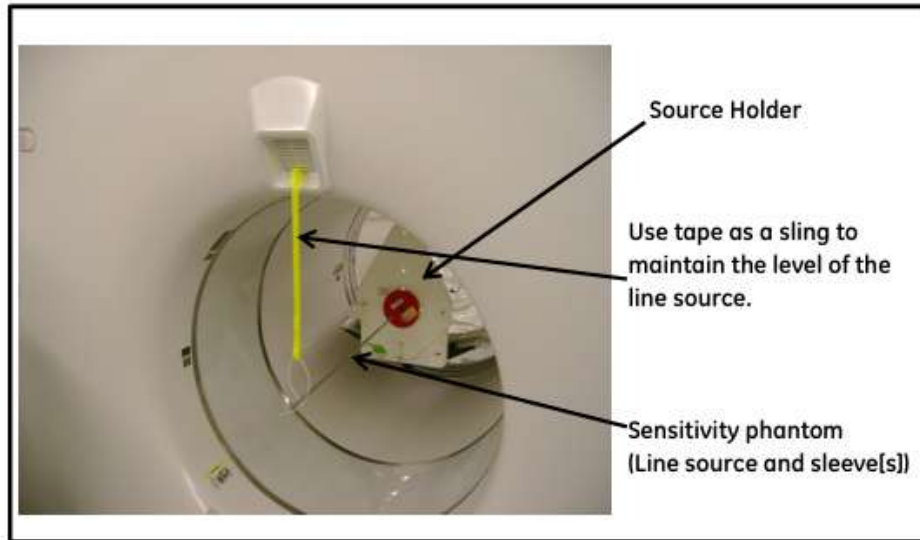


Figure B : *Installation du support de source avec ruban adhésif.*

2. Marquer le centre du manchon en aluminium de plus petit diamètre (environ 70 cm de long) à 35 cm à l'aide d'un marqueur permanent (Figure C).

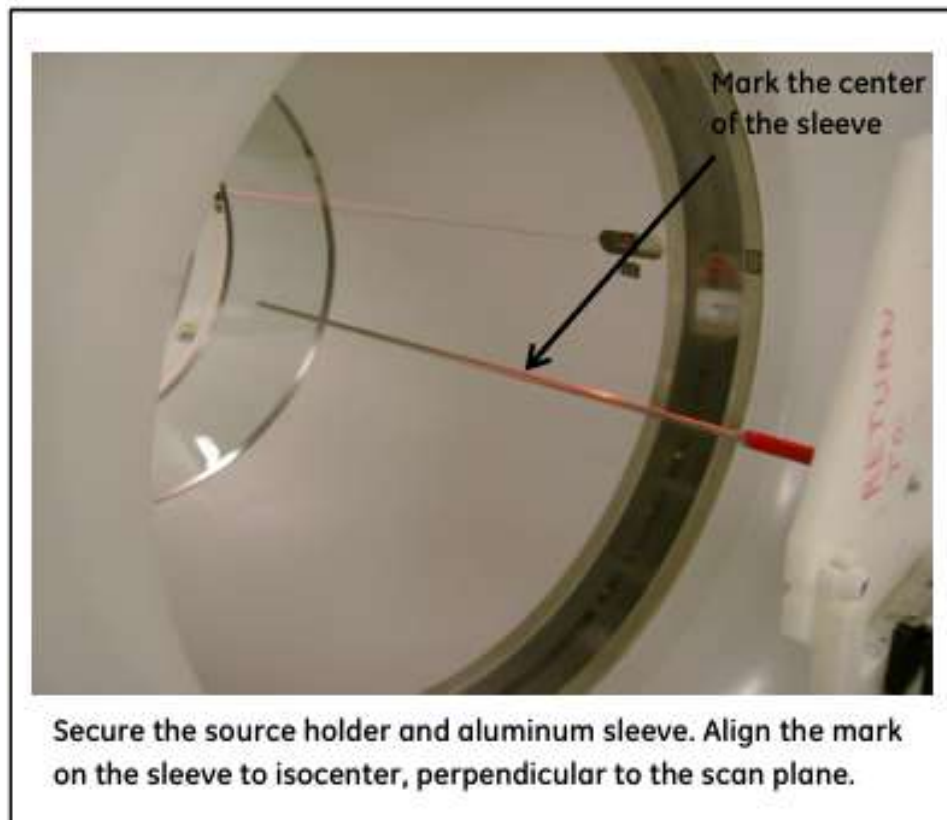


Figure C : *Marquage du centre du manchon d'aluminium.*

3. Fixer le support de source au dispositif de positionnement du fantôme installé à l'extrémité de la table d'examen, puis insérer le manchon contenant la source linéaire dans ce support, comme montré à la Figure B.
4. Amener la table en position d'examen (position CT), puis activer les lasers d'alignement à l'aide du bouton *Alignment Light*. Aligner le manchon avec les lasers sagittal et coronal pour qu'il soit positionné à l'isocentre et perpendiculaire au plan de coupe axial.
5. Aligner précisément la ligne laser axiale avec le marquage central du manchon en aluminium pour garantir que la source soit centrée dans toutes les images PET résultantes.
6. Appuyer sur le bouton *Internal Landmark* pour réinitialiser le point de repère. Ouvrir un nouvel examen via l'interface *Nouveau Patient*, puis saisir un identifiant et un nom explicite du type NEMA Sensibilité.
7. Accéder au panneau *Enter PET Tracer Info* (Figure D), puis entrer :
 - l'activité mesurée en MBq (ou mCi) avant et après injection ;
 - les heures et dates correspondantes.

PET Quantification Information			
PET Tracer Information			
Batch Description:			
NEMA Sensitivity			
Tracer Volume:			
2.1		ml	
Pre-Injection Assay:			
mCi	MBq	Date	Time
0.1665	6.1600	4/4/2014	15:30:00
Injection Time:		Date	Time
		4/4/2014	15:30:00
Post-Injection Assay:			
mCi	MBq	Date	Time
0.0411	1.5200	4/4/2014	15:30:00
PET Patient Information			
Blood Glucose Level:		Last Treatment:	
mg/dL	mmol/L	Date	
Patient Diabetic:			
◇ Yes ◇ No ◇ Unknown			
Accept		Cancel	

Figure D : *Écran d'entrée des informations sur le traceur PET.*

Remarque : l'heure d'injection doit se situer entre les horaires pré- et post-injection, même si elle n'est pas utilisée dans les calculs.

8. Sélectionner le protocole **NEMA Sensibilité** dans la liste des protocoles (via l'onglet GE si nécessaire), puis afficher l'écran de configuration PET qui prévoit cinq acquisitions consécutives. Ce protocole ne nécessite pas d'acquisition CT.
9. Valider les réglages en cliquant sur *Confirmer*, puis appuyer sur *Start Scan* lorsque le bouton clignote pour démarrer le premier scan.
10. Après chaque acquisition, faire glisser un manchon supplémentaire (de diamètre supérieur) autour de la source linéaire, en prenant soin de :
 - ne pas déplacer la ligne source,
 - vérifier que l'ensemble reste bien centré et horizontal dans le champ de vision.
11. Répéter les acquisitions jusqu'à ce que les cinq manchons d'atténuation aient été ajoutés et que les cinq scans aient été réalisés.
12. Pour chaque étape, il est fortement recommandé de vérifier le bon centrage de la source à l'aide du sinogramme (Figure C.a) accessible via l'outil *Investigateur* (sous *Qualité d'image > PET > Bureau de service*). Si le centrage est incorrect (ligne inclinée dans le sinogramme), ajuster la position de la source et recommencer le test depuis l'étape *Nouveau Patient*.

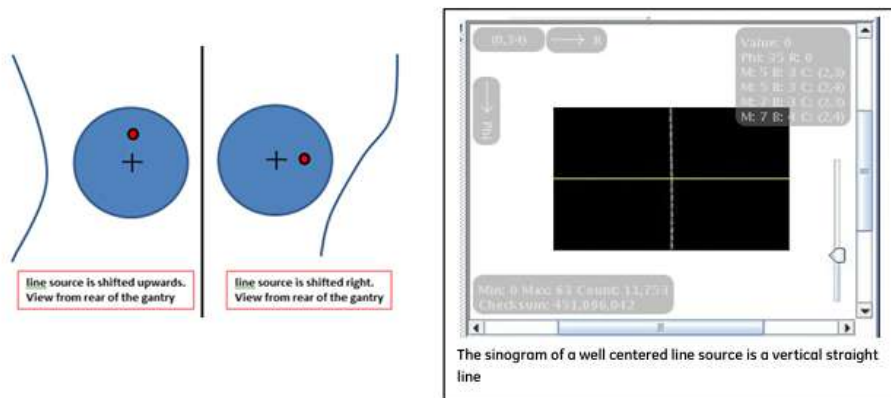


Figure C.a : Sinogramme — mauvais vs bon alignement de la source.

13. Une fois le premier scan terminé, faire glisser le manchon en aluminium de diamètre supérieur sur l'assemblage existant (la source linéaire et le manchon précédent), comme illustré à la Figure E.

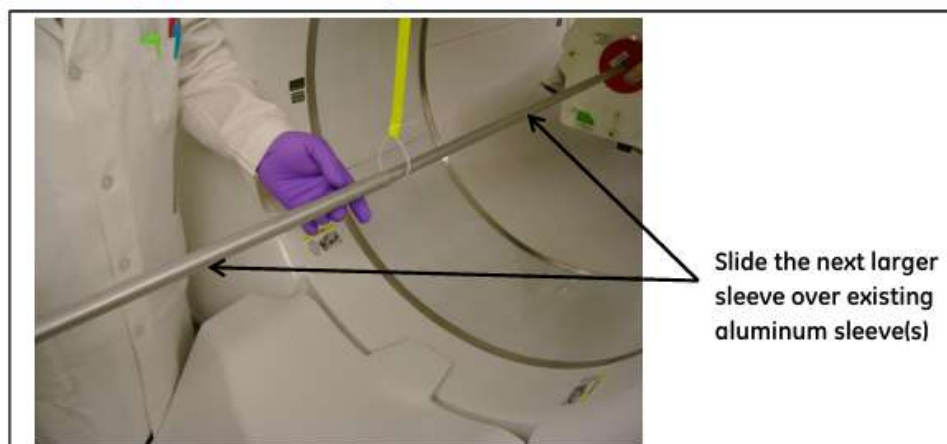


Figure E : Ajout du manchon en aluminium de diamètre supérieur entre les acquisitions.

14. Une fois les acquisitions terminées, retirer les quatre manchons externes et cliquer sur *Fin d'examen*.
15. Un message s'affiche indiquant que le CT n'a pas été réalisé; cliquer sur *Oui* pour confirmer la fin de l'examen.
16. Réinitialiser la position de référence interne si nécessaire, puis repositionner la source à $x = 0 \text{ cm}$, $y = -10 \text{ cm}$ sur le support de source pour répéter un éventuel second cycle de mesure.

Analyse des données de sensibilité

Une fois les deux examens de sensibilité réalisés, les données acquises sont traitées à l'aide de l'outil d'analyse PET. Ce traitement permet de calculer la sensibilité effective du scanner à partir des cinq acquisitions successives correspondant aux différents niveaux d'atténuation.

1. Ouvrir le bureau des services communs en cliquant sur le bouton *SERVICE*.
2. Si besoin, sélectionner le bouton radio *PET*.
3. Accéder à l'onglet *Qualité d'image*, puis lancer l'outil d'analyse PET en cliquant sur *Outil d'analyse NEMA* (Figure F).

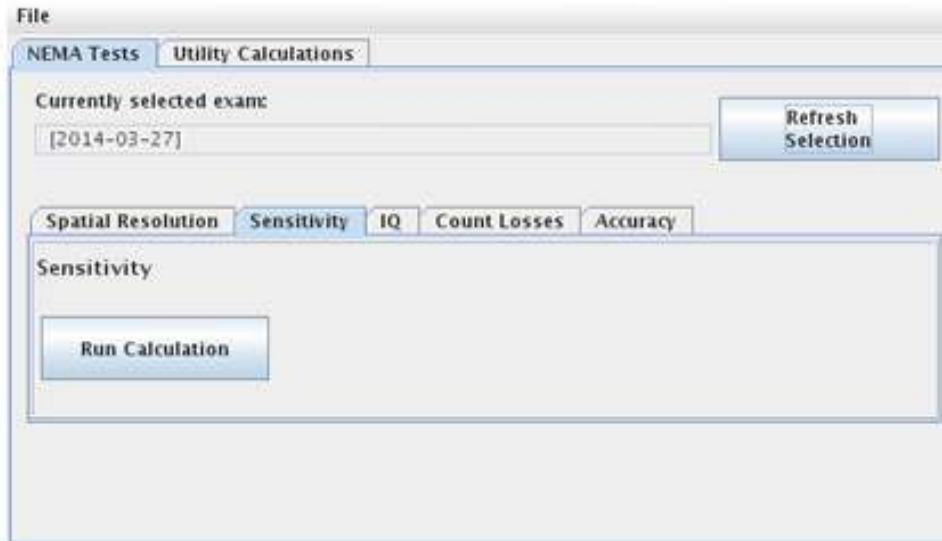


Figure F : Outil d'analyse PET - Onglet de sensibilité sélectionné.

4. Faire glisser l'écran du bureau de service vers le bas pour faire apparaître le navigateur de Service, situé juste en dessous.
5. Dans la liste des examens disponibles, sélectionner l'un des examens de sensibilité.
6. Sélectionner les cinq séries d'acquisition (séries LIVE) :
 - Cliquer sur la première série, maintenir la touche **SHIFT** enfoncée, puis cliquer sur la cinquième pour sélectionner les cinq séries en bloc.

7. Une fois les cinq séries mises en surbrillance, cliquer sur le bouton *Exécuter le calcul* (*Run Calculation*).

Attention : Ne pas double-cliquer sur le bouton, au risque de lancer plusieurs fois le calcul. Si cela se produit, fermer le panneau en cours pour passer au calcul suivant.

8. Après quelques secondes, un rapport de sensibilité s’affiche à l’écran (Figure G).

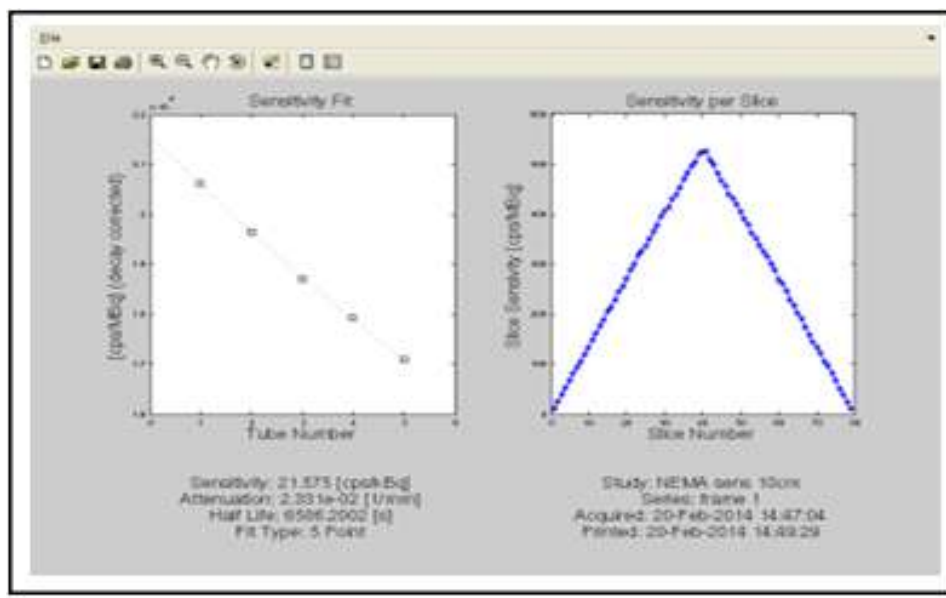


Figure G : Exemple d’écran de rapport de sensibilité obtenu après analyse.

9. Comparer la valeur obtenue à celle indiquée dans le **Tableau A**. Si la valeur mesurée est supérieure à la valeur de référence, le scanner est conforme.

Scan Type	Units	Discovery IQ (10.3cm)	Discovery IQ (15.5cm)	Discovery IQ (20.8cm)	Discovery IQ (26 cm)
Center	cps/kBq	3.1	7.1	12.6	19.4
10 cm off-center	cps/kBq	3.0	6.7	11.9	18.4

Measured	Pass/Fail

Table

Tableau A : Limites inférieures de sensibilité (valeurs de référence NEMA)

10. Répéter les étapes **5 à 9** pour traiter les données du second examen de sensibilité.

11. **Pour imprimer les résultats :**

- Accéder à l’onglet *Sensibilité*.
- Cliquer sur *Fichier*, puis sur *Imprimer* pour envoyer une copie du rapport à l’imprimante locale.

12. **Pour enregistrer les résultats :**

- Cliquer sur *Enregistrer sous (Save As)*.
- Sélectionner un dossier de destination.

- Choisir un type de fichier dans la liste déroulante.
 - Cliquer sur *Enregistrer*.
13. Fermer le panneau du rapport de sensibilité via le menu situé dans le coin supérieur gauche.
 14. Fermer également le panneau de l'outil d'analyse PET.
 15. Ramener en vue le bureau de service commun, puis le fermer à l'aide du menu situé dans son coin supérieur gauche.

Fréquence : Annuel

Tolérance :

- **Au centre :** la sensibilité mesurée doit être supérieure ou égale à 7,1 cps/kBq.
- **À 10 cm de décalage axial :** la sensibilité doit être supérieure ou égale à 6,7 cps/kBq.

Test de qualité d'image, de correction d'atténuation et de correction de diffusion

Définition : Le test de qualité d'image évalue la performance globale du système PET/CT en simulant un examen clinique corps entier. Il permet de mesurer la capacité du scanner à restituer fidèlement le contraste des structures, à corriger l'atténuation des photons et à compenser les effets du rayonnement diffus, dans des conditions proches de l'imagerie réelle.

Objectif du test : L'objectif est de vérifier la capacité du scanner à :

- différencier les sphères chaudes et froides par rapport au fond (contraste) ;
- restituer un rapport signal/bruit (S/B) optimal ;
- garantir l'efficacité des corrections d'atténuation et de diffusion ;
- assurer une qualité d'image conforme aux standards de performance NEMA.

Matériel utilisé :

Le test de qualité d'image fait appel aux équipements suivants :

- **Fantôme de qualité d'image (Image Quality Phantom) :** contient six sphères (quatre chaudes et deux froides) de diamètres variés, insérées dans un volume d'eau simulant les tissus.
- **Fantôme de diffusion (Scatter Phantom) :** source linéaire externe au champ de vision, utilisée pour simuler le rayonnement diffus.
- **Traceur radioactif :** Fluor-18.
- **Tube plastique (80 cm) :** utilisé pour contenir la solution radioactive servant de source linéaire de diffusion.
- **Calibrateur de dose :** pour mesurer l'activité de la solution injectée.
- **Système PET/CT :** scanner TEP/TDM (type GE Discovery IQ ou équivalent), équipé du logiciel d'analyse IQ NEMA.
- **Accessoires de remplissage :** seringues, eau déionisée, colorant alimentaire (facultatif), aiguilles longues pour le remplissage des sphères.

Méthodologie expérimentale

Préparation de la source

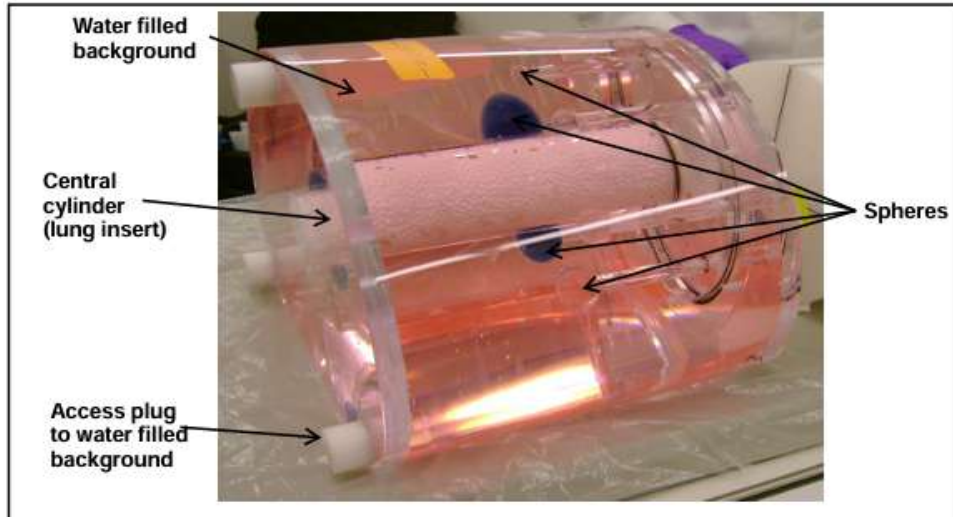


Figure H : *Fantôme de qualité d'image.*

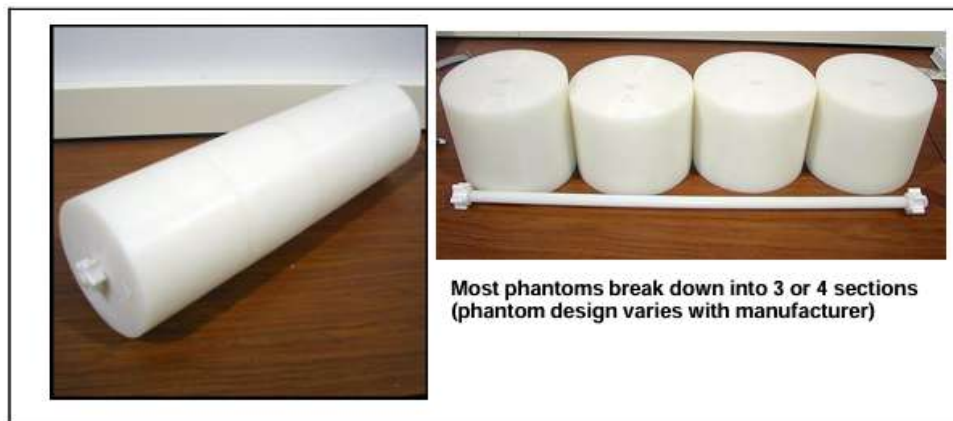


Figure I : *NEMA Scatter Phantom .*

Calcul de l'activité

Ce test fait appel au fantôme de qualité d'image ainsi qu'à une source linéaire simulant la diffusion. Les procédures décrites ci-dessous permettent de déterminer les niveaux d'activité requis pour le remplissage adéquat du fantôme et de la source linéaire.

Conformément aux recommandations de la norme **NEMA NU2**, il est conseillé de réaliser plusieurs acquisitions pour améliorer la fiabilité des résultats. Dans ce cadre, les durées des acquisitions successives doivent être ajustées en fonction de la désintégration radioactive, de manière à enregistrer un nombre équivalent de désintégrations dans chaque acquisition.

Remarque : La méthode de remplissage présentée permet d'obtenir un rapport de concentration de **4 :1** entre les sphères chaudes et le volume de fond. Elle présente l'avantage de ne pas nécessiter de calculs volumétriques complexes pour déterminer les concentrations d'activité à injecter.

Il est toutefois possible de recourir à une méthode alternative plus précise, basée sur les volumes réels des compartiments du fantôme. Cette approche consiste à préparer un volume distinct de solution concentrée pour le remplissage des sphères chaudes.

1. D'après la Figure H et le Tableau B, le volume de fond correspond au volume total du fantôme, diminué du volume occupé par l'insertion pulmonaire et l'ensemble des sphères. Typiquement, ce volume est d'environ **9792 cc**, tandis que le volume moyen d'une sphère est d'environ **20 cc**.
2. Estimer le temps nécessaire pour effectuer le remplissage et positionner le fantôme avant le début de l'acquisition. Une durée moyenne de **45 minutes** est généralement observée. Il convient donc de prévoir une activité initiale plus élevée au moment du remplissage, de sorte qu'elle décroisse jusqu'aux niveaux cibles au moment de l'acquisition.
3. À partir du temps estimé avant acquisition, calculer les activités à préparer de manière à obtenir :
 - **21 kBq/cc** (soit 0,6 $\mu\text{Ci/cc}$) pour le volume de fond ;
 - **5,3 kBq/cc** (soit 0,15 $\mu\text{Ci/cc}$) pour les sphères froides.
4. Mesurer environ **80 cm** de tube en plastique pour servir de source linéaire simulant la diffusion. Les **70 cm centraux** seront utilisés pour contenir l'activité.
5. Déterminer le volume des 70 cm centraux du tube ; une valeur typique est de **5 cc**.
6. Préparer une solution radioactive adaptée pour remplir ce volume, de manière à atteindre une activité cible d'environ **120 MBq** (soit 3 mCi) au moment du scan.

Phantom Volume	Typical Volume	Activity	Activity Concentration
Background	9792 cc	52MBq (1.5 mCi)	5.3 kBq/cc (0.15 $\mu\text{Ci/cc}$)
Hot spheres	~20 cc	N.A.	21kBq/cc (0.6 $\mu\text{Ci/cc}$)
Line	5 cc	120 MBq (3 mCi)	N.A.

Tableau B : *Activités injectées au moment de l'acquisition .*

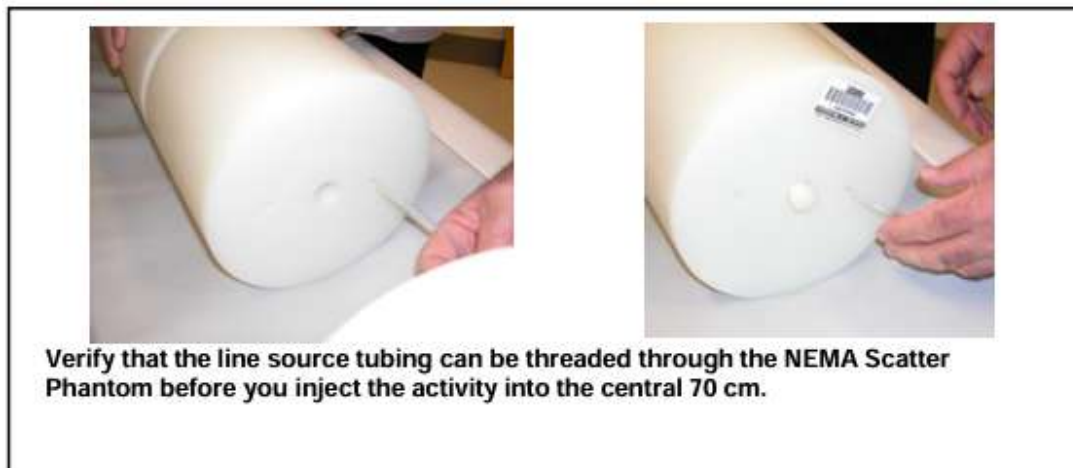


Figure J : *Insertion de la source linéaire à travers le fantôme NEMA. .*

Remplissage de la source linéaire

Le remplissage de la source linéaire de diffusion est réalisé à l'aide d'une solution d'activité préparée en suivant les données fournies dans le Tableau B. Cette procédure permet de simuler le rayonnement diffus provenant de l'extérieur du champ de vision.

1. Prélever, à l'aide d'une seringue, une quantité de **F-18** correspondant à l'activité cible déterminée lors de l'étape de calcul.
2. Se référer à la Figure K et au Tableau B pour préparer la solution :
 - Vider le contenu de la seringue dans un récipient propre.
 - Ajouter, si souhaité, une petite quantité de colorant (par exemple, un colorant alimentaire) pour faciliter la visualisation.
 - Compléter avec de l'eau jusqu'à obtenir le volume total requis, tel qu'indiqué dans le tableau.
3. Utiliser une seringue neuve pour aspirer la solution diluée préparée dans le récipient.
4. Avant le remplissage, s'assurer que le tube utilisé comme source peut être introduit à travers le fantôme de diffusion NEMA, comme illustré à la Figure J.
5. Remplir uniquement les **70 cm centraux** du tube avec la solution radioactive.
6. Bouchez hermétiquement les deux extrémités du tube afin d'assurer une parfaite étanchéité.



Figure K : Préparation de l'activité pour la source linéaire .

Remplissage du fantôme de qualité d'image

Le remplissage du fantôme de qualité d'image est une étape essentielle pour simuler des conditions cliniques réalistes et permettre une évaluation précise des performances du scanner en termes de contraste, de rapport signal/bruit et de correction de diffusion. La procédure suivante doit être respectée rigoureusement.

1. Avant de commencer le remplissage, s'assurer que la plus petite sphère est positionnée à **1 heure** sur le cadran du fantôme. Si ce n'est pas le cas, ajuster sa position.
2. Comme illustré sur la Figure H, remplir l'insert pulmonaire du fantôme avec un matériau simulant le tissu pulmonaire, de densité moyenne **0,3 g/cc**.
3. D'après la Figure L, aspirer une petite quantité d'eau déionisée (DI) à l'aide d'une seringue propre et remplir les **deux plus grandes sphères** avec cette eau. Il est possible d'ajouter un colorant pour améliorer la visibilité.

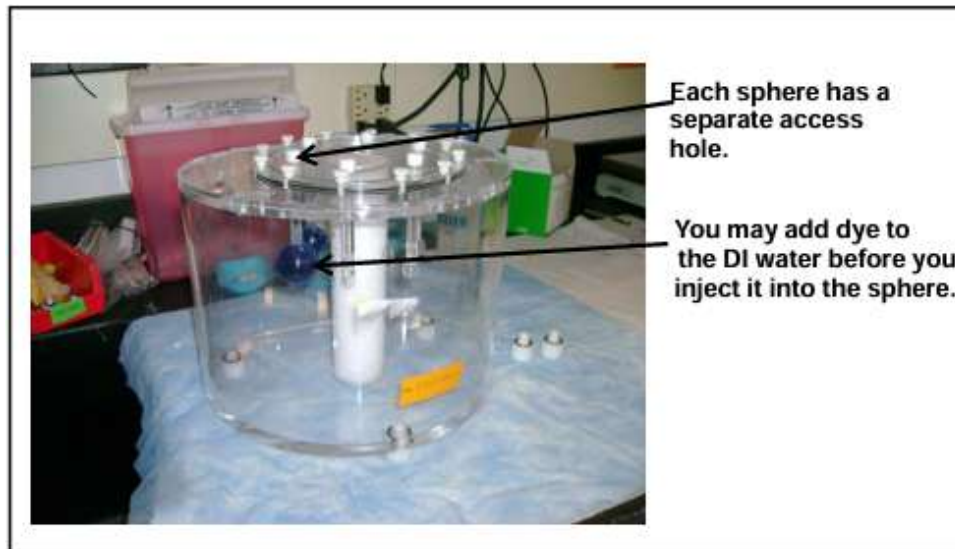


Figure L : Remplissage des deux plus grandes sphères avec de l'eau déionisée .

4. Remplir ensuite le **volume de fond** du fantôme à environ **25 %** avec de l'eau DI légèrement teintée (voir Figure M).

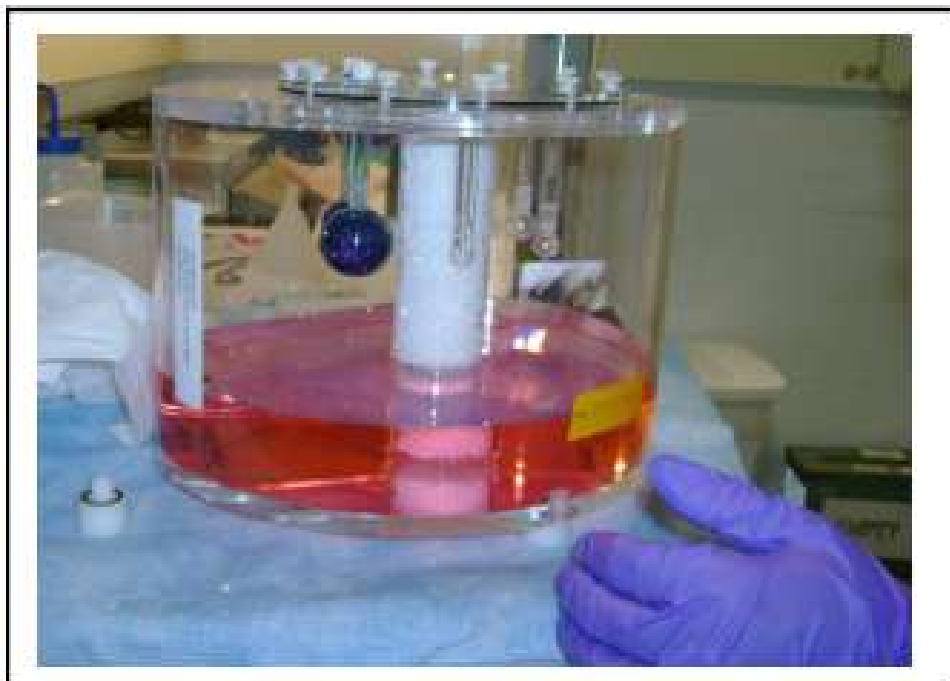


Figure M : Remplissage partiel du volume de fond du fantôme de qualité d'image .

5. Ajouter l'activité dans le volume de fond :
 - (a) Prélever, à l'aide d'une seringue, la quantité d'activité de ^{18}F (F-18) préalablement calculée.
 - (b) Mesurer l'activité à l'aide d'un calibrateur de dose.
 - (c) Enregistrer l'activité et l'heure de mesure, avant et après injection.

- (d) Injecter le contenu de la seringue dans le compartiment principal du volume de fond.
6. Mélanger soigneusement le contenu du volume de fond afin d'assurer une répartition uniforme de l'activité.
7. Prélever une nouvelle seringue à partir du volume de fond en utilisant une aiguille longue (ou une seringue étroite) pour atteindre le fond du réservoir.
8. D'après la Figure N, remplir les **quatre plus petites sphères** avec cette solution concentrée. Retirer lentement l'aiguille au cours du remplissage afin d'éviter la formation de bulles d'air.

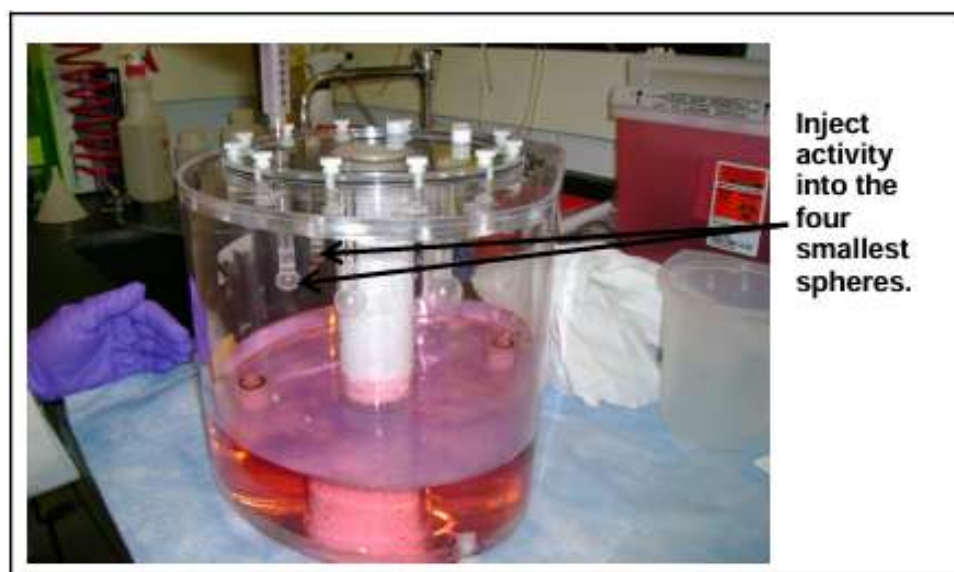


Figure N : Remplissage des quatre plus petites sphères avec la solution radioactive concentrée .

Remarque : pour garantir une concentration homogène, il est recommandé de rincer plusieurs fois la seringue avec la solution radioactive avant chaque remplissage de sphère.

9. Vider toute solution restante de la seringue dans le volume de fond.
10. Compléter le remplissage du volume de fond avec de l'eau DI jusqu'à presque plein.
11. Bien homogénéiser l'ensemble.
12. Compléter ensuite le fantôme de qualité d'image avec de l'eau DI jusqu'à débordement, tout en veillant à éliminer les bulles d'air.
13. Refermer hermétiquement tous les bouchons de remplissage du fantôme.

Positionnement des fantômes et acquisition des données

Dans cette étape, les fantômes nécessaires au test de qualité d'image NEMA sont correctement positionnés sur la table d'examen, et les acquisitions CT et PET sont réalisées conformément au protocole standardisé.

1. Placer le fantôme de qualité d'image sur le berceau de la table, en orientant les sphères vers le fantôme de diffusion (voir Figure O).

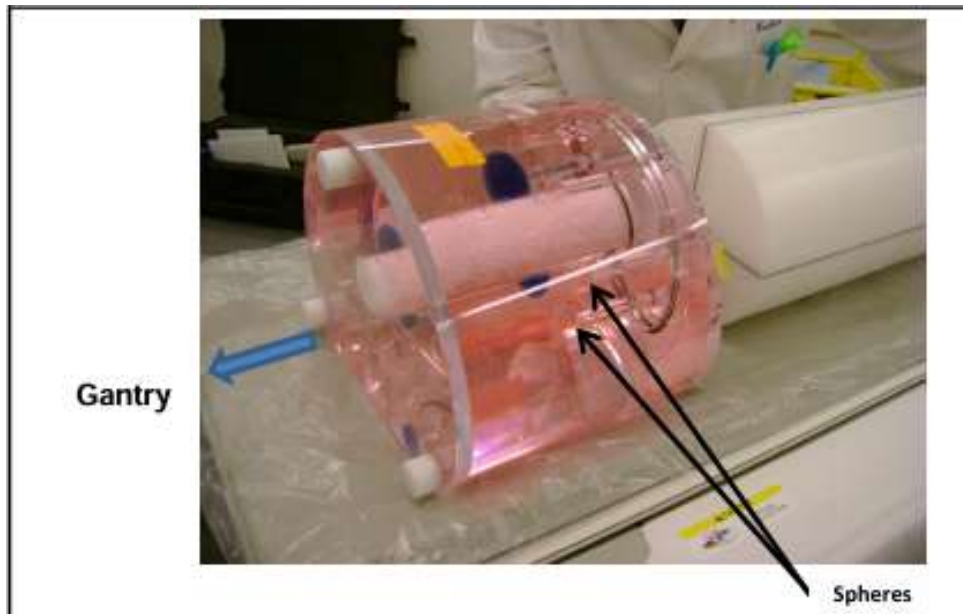


Figure O : *Positionnement du fantôme de qualité d'image dans le champ d'acquisition .*

2. Positionner le fantôme de diffusion (avec source linéaire) juste derrière le fantôme de qualité d'image (voir Figure P).

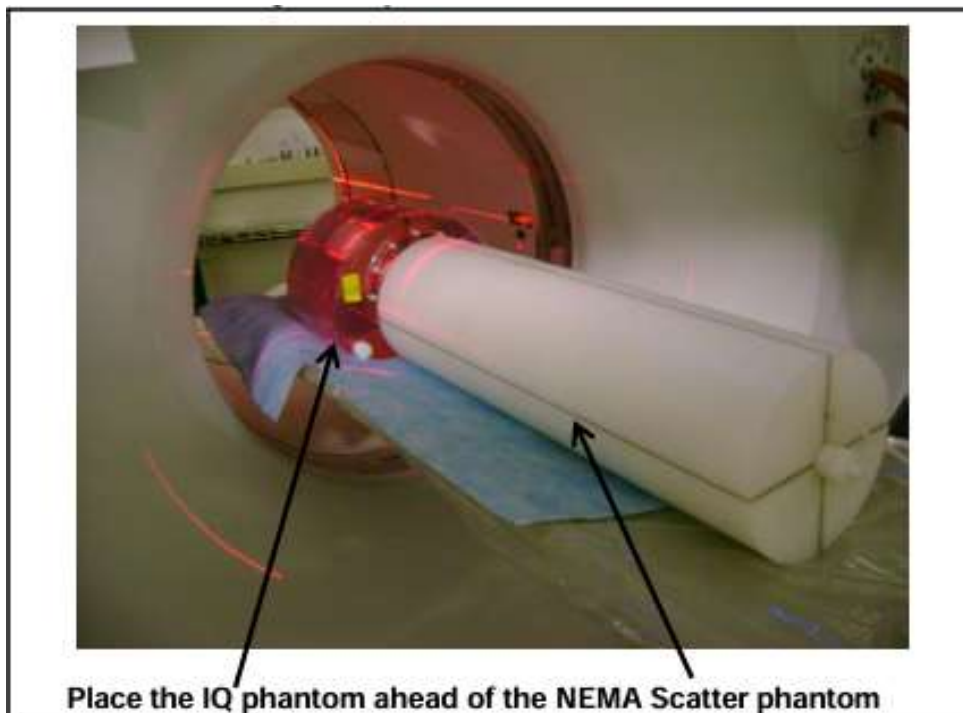


Figure P : *Positionnement du fantôme de qualité d'image à l'isocentre du champ de vision .*

3. Déplacer la base de la table à la position CT.
4. Centrer les deux fantômes dans les plans sagittal et coronal :
 - Aligner la ligne laser axiale au centre des sphères ;
 - Appuyer sur le bouton *Repère interne (INTERNAL LANDMARK)* pour réinitialiser la position zéro.
5. Cliquer sur l'icône *Exam RX* pour ouvrir l'interface d'acquisition PET/CT.
6. Cliquer sur *NOUVEAU PATIENT* et remplir les champs suivants :
 - ID patient : NEMA IQ
 - Nom patient : NEMA IQ
 - Opérateur : vos initiales
7. Sélectionner l'onglet GE puis, dans la vue des pieds du patient, choisir le protocole NEMA Image Quality.
8. Cliquer sur *Confirmer* pour lancer l'image de repérage (*Scout*).
9. Une fois l'image Scout terminée, cliquer sur *Scanner suivant (NEXT SCAN)*. Utiliser le localisateur pour centrer la croix de repérage sur la plus petite sphère du fantôme.
10. Vérifier que la source linéaire du fantôme de dispersion n'est pas visible dans le champ de vision PET.
11. Vérifier les paramètres de prescription CTAC :
 - Orientation du patient : tête en premier (SN)
 - Type de scan : hélicoïdal, complet
 - kV : 140 kV
 - mA : automatique (logiciel)
 - Temps de rotation : 0,5 s
 - Reconstructions : PET AC, wideView
 - DFOV : 70 cm
12. Cliquer sur *Confirmer* pour lancer le scan CTAC.
13. Une fois le scan CT terminé, cliquer sur l'onglet PET et remplir les champs :
 - Description série : IQ VPHD
 - Type de scan : statique
 - Direction du scan : vers la tête
14. Renseigner la durée d'acquisition PET selon le FOV axial du système :
 - 5 min 52 s pour FOV de 26 cm
 - 4 min 42 s pour FOV de 20,8 cm
 - 3 min 31 s pour FOV de 15,5 cm
 - 2 min 20 s pour FOV de 10,3 cm
15. Cliquer sur l'icône de la seringue pour saisir les informations du traceur :
 - Traceur : F18
 - Volume : typiquement 9792 cc
 - Activités avant et après injection
 - Horaires correspondants
16. Vérifier les paramètres de reconstruction dans l'onglet RECON (voir Tableau C).

RECON Parameters	Discovery IQ (26 cm Axial FOV) Discovery IQ (20.8 cm Axial FOV) Discovery IQ (15.5 cm Axial FOV)	Discovery IQ (10.3 cm Axial FOV)
Image Size	256 x 256	192 x 192
Recon Method	VPHD	VPHD
Attenuation Type	CTAC	CTAC
Recon FOV	40 cm	40 cm
Iterations	8	8
Filter cutoff	2	4
z-filter	none	none
subsets	12	12

Tableau C : Paramètres de reconstruction .

17. Ne démarrer le scan que lorsque la concentration dans le fond atteint 5,3 kBq/cc.
18. Lancer la première acquisition PET en cliquant sur *Confirmer*.
19. Réaliser ensuite les deux autres scans du protocole.
20. Cliquer sur *FIN D'EXAMEN* après la troisième acquisition.

Détermination du contraste réel et analyse des données de qualité d'image

Dans cette étape, il s'agit d'analyser les images obtenues lors des acquisitions du test de qualité d'image, en déterminant notamment le **rapport de contraste** entre les sphères chaudes et le fond.

La méthode de remplissage standard utilisée dans cette procédure vise à obtenir un rapport de concentration de **4 :1** entre les sphères chaudes et le volume de fond. Toutefois, si une autre méthode de remplissage a été appliquée, il convient de calculer le **rapport réel des concentrations**. Cette valeur doit être renseignée manuellement dans le champ dédié (*Rapport de Contraste*) de l'outil d'analyse PET, comme illustré dans la Figure Q.

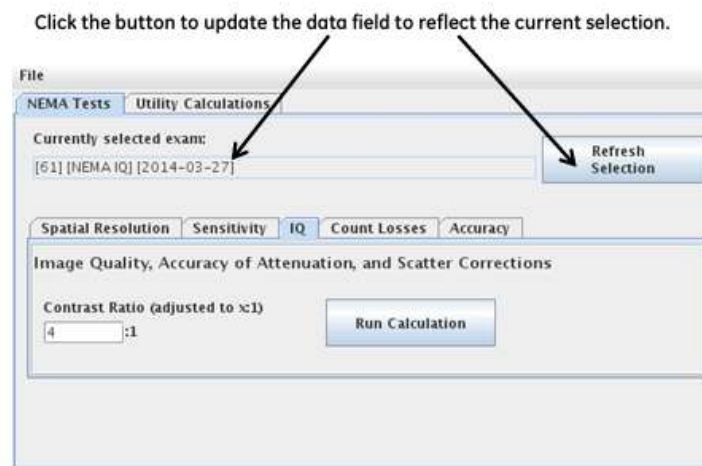


Figure Q : Outil d'analyse PET - Onglet IQ sélectionné .

Procédure d'analyse des données :

1. Cliquer sur *SERVICE* pour ouvrir le bureau de service commun.
2. Activer le bouton radio *PET* si ce n'est pas déjà fait.
3. Aller dans l'onglet *QUALITÉ D'IMAGE* puis cliquer sur *OUTIL D'ANALYSE NEMA*.
4. Sélectionner l'onglet *IQ* pour afficher les champs et boutons correspondants.
5. Entrer manuellement le rapport exact de concentration dans le champ *Rapport de Contraste*.
6. Réduire le bureau de service pour faire apparaître le navigateur de service.
7. Sélectionner l'examen IQ NEMA de la première acquisition.
8. Sélectionner la série d'images IQ.
9. Cliquer sur *RAFRAÎCHIR LA SÉLECTION* pour actualiser l'affichage des données.
10. Cliquer sur *EXÉCUTER LE CALCUL*. Le rapport est ensuite généré (cf. Figure R).

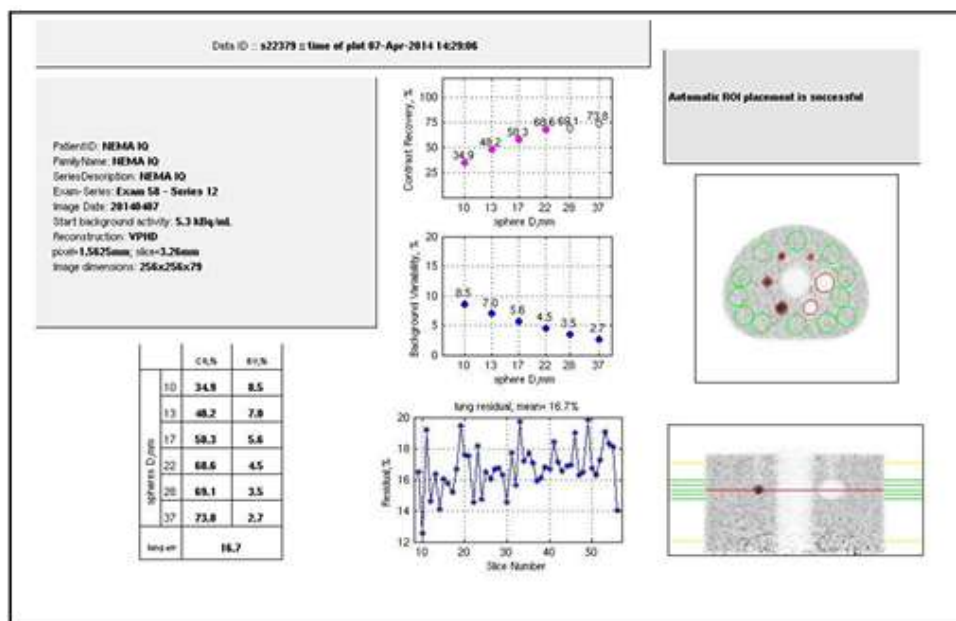


Figure R : Exemple d'un panneau de rapport de qualité d'image .

Remarque : Cette mesure de contraste peut varier selon plusieurs facteurs : remplissage des sphères, alignement des coupes, positionnement des ROI, statistiques d'image. Pour cela, la norme **NEMA NU2-2012** recommande de répéter les mesures pour réduire la variabilité.

- Répéter les étapes 7 à 10 pour les deux autres acquisitions.
- Reporter les résultats dans le Tableau D et calculer les valeurs moyennes.

Diameter	Hot Spheres				Cold Spheres		Lung Error
	10 mm	13 mm	17 mm	22 mm	28 mm	37 mm	50 mm
Measured Contrast % Acquisition #1							
Measured Contrast % Acquisition #2							
Measured Contrast % Acquisition #3							
Contrast % - average of above 3 measurements (write numbers on Table 1-10)							
Measured Background Acquisition #1							
Measured Background Acquisition #2							
Measured Background Acquisition #3							
Background - average of above 3 measurements (write numbers on Table 1-10)							

Tableau D : Coefficients de récupération et résultats de variabilité de fond issus de 3 scans du fantôme IQ .

- Comparer ces moyennes aux valeurs de référence données dans le Tableau E (géométrie spécifique du système).

	Hot Spheres				Cold Spheres		Lung Error
Diameter	10 mm	13 mm	17 mm	22 mm	28 mm	37 mm	50 mm
Contrast %	20	30	40	50	60	60	19
Measured Contrast							
Background	20	16	15	12	10	8	--
Measured Background							

Tableau E : Valeurs de référence NEMA .

Enregistrement des résultats :

- *Impression* : Cliquer sur *FICHER*, puis sur *IMPRIMER*.
- *Enregistrement* : Cliquer sur *ENREGISTRER SOUS*, choisir un dossier et un type de fichier, puis valider.

Fermer les panneaux suivants dans l'ordre : rapport de qualité d'image, outil d'analyse PET, bureau de service commun.

Fréquence : Annuel

Tolérance :

Tolérances pour le contraste des sphères : Selon les recommandations du constructeur (GE Healthcare) et les critères de la norme, les seuils de contraste minimum attendus pour les sphères chaudes du fantôme NEMA IQ sont les suivants :

- $\geq 20\%$ pour la sphère de 10 mm,
- $\geq 30\%$ pour la sphère de 13 mm,
- $\geq 40\%$ pour la sphère de 17 mm,
- $\geq 50\%$ pour la sphère de 22 mm,
- $\geq 60\%$ pour les sphères de 28 mm et 37 mm.

Tolérances pour la variabilité du bruit dans le fond d'image : Les limites maximales admissibles pour le bruit dans le fond (exprimé en écart-type relatif) dépendent également du diamètre des sphères :

- $\leq 20\%$ pour la sphère de 10 mm,
- $\leq 16\%$ pour celle de 13 mm,
- $\leq 15\%$ pour celle de 17 mm,
- $\leq 12\%$ pour celle de 22 mm,
- $\leq 10\%$ pour celle de 28 mm,
- $\leq 8\%$ pour celle de 37 mm.

Tolérance pour l'insert pulmonaire : L'erreur maximale tolérée pour la zone simulant les poumons (insert pulmonaire contenant de l'air) est :

- $\leq 19\%$ selon les spécifications fournies par GE Healthcare.

Test de calibration WCC (Whole Crystal Calibration)

Définition : Le test de calibration WCC (Whole Crystal Calibration) est une procédure de contrôle qualité qui vise à corriger les variations de sensibilité entre les cristaux individuels du détecteur PET. Il consiste à exposer l'ensemble du système à une activité radioactive uniformément répartie dans un fantôme de type flood (solution homogène de ^{18}F) afin de générer une carte de correction voxel par voxel. Cette carte permet d'harmoniser la réponse des détecteurs lors de la reconstruction des images, en garantissant une uniformité spatiale et une fiabilité quantitative (notamment pour le calcul du SUV). Ce test est indispensable pour assurer la précision et la reproductibilité des données cliniques.

Objectif : Obtenir une carte de calibration homogène utilisée pour corriger les variations de sensibilité entre les cristaux du système PET.

Matériel utilisé :

- Phantom flood cylindrique (fourni par GE)
- Activité : environ 20 MBq de ^{18}F
- Scanner PET/CT GE Discovery IQ 5 Rings
- Support de centrage

Procédure expérimentale :

1. **Remplissage du phantom :** le phantom flood est rempli avec une solution homogène contenant environ 20 MBq de ^{18}F , sans présence de bulles d'air.

2. **Positionnement** : le phantom est placé horizontalement au centre de la table du scanner, soigneusement aligné avec les lasers (centre du champ de vue axial et transversal).
3. **Acquisition** : une acquisition statique en mode 3D est réalisée, d'une durée de 20 minutes. Aucune autre source radioactive ne doit être présente dans la salle pendant l'acquisition.
4. **Traitement automatique** : le système génère automatiquement une carte de calibration WCC, qui contient des coefficients de correction voxel par voxel pour uniformiser la réponse des détecteurs.
5. **Validation** : la carte générée est vérifiée dans le logiciel de contrôle qualité. Elle doit être homogène, sans anomalie ni artefact. Si elle est conforme, elle est enregistrée comme carte de calibration valide et sera utilisée pour toutes les reconstructions futures.

Remarques : Ce test est indispensable après toute maintenance ou installation du système, et fait partie du programme de contrôle qualité périodique. Il garantit la précision des SUV et la stabilité des images PET.

Fréquence : Annuel

Tolérance : La carte WCC doit présenter une **uniformité homogène sur l'ensemble du champ de vision axial**, sans pixels défectueux ni zones mortes. Les sinogrammes générés doivent être continus et réguliers sur toute la largeur des détecteurs.