

Article original

## Comparaison des performances de deux systèmes TEP/TDM corps entier selon la norme NEMA NU 2-2001

### Performance comparison of two commercial whole-body PET/CT scanners using NEMA NU 2-2001

Luca Modolo<sup>a</sup>, Grégory Bolard<sup>a</sup>, John O. Prior<sup>b</sup>, Yann Seimbille<sup>c</sup>, Marek Kosinski<sup>a</sup>,  
Nasser Hejira<sup>d</sup>, Angelika Bischof Delaloye<sup>b</sup>, François Bochud<sup>a</sup>, Francis R. Verdun<sup>a,\*</sup>

<sup>a</sup> Institut universitaire de radiophysique appliquée, centre hospitalier universitaire vaudois (CHUV) et université de Lausanne, Grand-Pré 1, 1007 Lausanne, Suisse

<sup>b</sup> Service de médecine nucléaire, centre hospitalier universitaire vaudois (CHUV) et université de Lausanne, rue du Bugnon 21, 1001 Lausanne, Suisse

<sup>c</sup> Unité cyclotron, service de médecine nucléaire, hôpitaux universitaires de Genève (HUG), 24, rue Micheli-du-Crest, 1211 Genève, Suisse

<sup>d</sup> Service de radiothérapie, clinique de Genolier, 1272 Genolier, Suisse

Reçu le 29 mai 2007 ; accepté le 11 juin 2007

Disponible sur Internet le 19 juillet 2007

---

#### Résumé

L'objectif du travail était la caractérisation de deux installations TEP/TDM, basées sur des technologies différentes, sur la base du protocole proposé dans la norme NEMA NU 2-2001. Les deux systèmes ont été qualifiés en mode d'acquisition 3D en utilisant les fantômes de la National Electric Manufacturers Association (NEMA). Les résultats obtenus montrent que la norme NEMA permet de mettre en évidence des différences entre la résolution spatiale, la sensibilité, la fraction de diffusé et les performances en taux de comptage des deux systèmes, différences attribuables à la géométrie et aux matériaux des détecteurs utilisés. Ainsi, l'utilisation de la norme permet d'établir de véritables points de référence des systèmes. Les tests de qualité d'image, obtenus dans des conditions plus proches des applications cliniques montrent que les deux installations, en dépit de leurs différences de technologies, produisent, dans des temps d'acquisition courts, des images suffisamment contrastées pour permettre la détection de petites lésions. Ce test devrait d'ailleurs faire partie des tests de stabilité pour assurer la comparaison des examens, lorsque les aspects quantitatifs sont d'importance.

© 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

#### Abstract

The goal of work is the characterization of two PET/CT units that are based on different technologies, using the methodology proposed in the NEMA NU 2-2001 standard. The two systems were qualified in the 3D acquisition mode by means of the National Electric Manufacturers Association (NEMA) phantoms. The results obtained showed that the NEMA standard allows to highlight differences in terms of spatial resolution, sensitivity, scatter fraction and counting rate performances between the two systems ; differences that can be explained by the geometry of the units and the materials of the detectors used. Thus, the use of the standard makes it possible to benchmark PET units and establish reference values that can be used to follow the stability of the system over the time. The tests of image quality, obtained under conditions closer to the clinical applications, showed nevertheless that the two units give, in spite of different technologies, images with sufficient contrast, within short acquisition times, allowing the detection of small lesions. This test should be part of the constancy tests to enable the comparison of examinations performed on different units when the quantitative aspects are of importance.

© 2007 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

*Mots clés* : TEP ; Contrôle qualité

*Keywords*: PET; Quality control

---

\* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : [Francis.Verdun@chuv.ch](mailto:Francis.Verdun@chuv.ch) (F.R. Verdun).

## 1. Introduction

La tomographie par émission de positons (TEP), et plus récemment le couplage d'une unité TEP avec un tomodensitomètre (TEP/TDM) est devenu l'un des outils majeurs de la localisation in vivo de radiopharmaceutiques. Elle permet de répondre à d'importantes questions cliniques, et ainsi d'améliorer la prise en charge des patients, dans les domaines de l'oncologie, de la cardiologie, de la neurologie et de la psychiatrie.

Dans un tel contexte, la caractérisation d'un système TEP/TDM d'une manière standardisée est fondamentale pour assurer non seulement l'optimisation des résultats diagnostiques, mais aussi permettre la comparaison de résultats d'examen, et le cas échéant, l'établissement de directives sur la base d'informations fiables et reproductibles.

La norme NEMA NU 2-2001, publiée par l'association des fabricants d'installations radiologiques américains (National Electric Manufacturers Association ou NEMA), est actuellement la méthodologie préconisée pour caractériser les performances d'un système TEP. L'utilisation de cette norme permet de comparer différents systèmes sur une base commune et de vérifier si un système particulier est compatible avec des applications qui diffèrent des examens standard au fludésoxyglucose [ $^{18}\text{F}$ ] (FDG) (tel que par exemple, l'utilisation d'isotopes à durée de vie très courte comme le rubidium 82, qui impliquent d'acquérir les données à des taux de comptage élevés).

Dans le cadre de cette étude, les performances de deux systèmes TEP/TDM commerciaux (nommés système A et système B), opérant en mode 3D, ont été évaluées au moyen de la norme NEMA NU 2-2001, afin de mettre en évidence les divergences imputables aux différences technologiques de ces installations.

## 2. Matériel et méthodes

### 2.1. Présentation des systèmes

Les principales caractéristiques techniques des systèmes évalués sont rassemblées dans le **Tableau 1**. L'unité TEP du système A est composée de 56 modules détecteurs arrangés en couronne (18 rangées de cristaux dans la direction axiale) contenant chacun six blocs. Un bloc regroupe 36 cristaux de germanate de bismuth (BGO) et est couplé à deux tubes photomultiplicateurs. Il peut fonctionner soit en mode d'acquisition 2D (avec la mise en place de septas en tungstène, épaisseur : 1,0 mm, longueur : 120 mm) soit en mode 3D. Ses 18 anneaux couvrent un champ de vue axial de 153,0 mm et permettent d'acquérir 35 coupes de 4,25 mm. La plage maximale de coïncidences axiales permises, définie par la différence de couronnes  $\Delta z$ , est de 11 au centre du champ de vue en mode 3D.

L'unité TEP du système B est basée sur une technologie utilisant 28 modules détecteurs pixellisés de  $22 \times 29$  cristaux de gadoliniumoxyortho-silicate (GSO). La collection de la

Tableau 1  
Caractéristiques principales des installations évaluées  
Table 1  
Main technical parameters for both systems

	Système A	Système B
<i>TEP</i>		
Mode d'acquisition	2D/3D	3D
Matériau détecteur	BGO	GSO
Nombre de cristaux	12096	17864 (détecteurs plans de $22 \times 29$ cristaux)
Dimensions d'un cristal ( $\text{mm}^3$ )	$4,0 \times 8,1 \times 30$	$4,0 \times 6,0 \times 20$
Nombre de couronnes	18	–
Cristaux	$6 \times 6$	–
PMT	2 par bloc	420 au total
Diamètre de couronne (mm)	92,7	90
FOV transaxial (mm)	550	630
FOV axial (mm)	153	180
Nombre d'images	35	90
Épaisseur de coupe (mm)	4,25	2
Fenêtre de coïncidence (ns)	12	6
Fenêtre en énergie (keV)	300–650	435–650
Correction d'atténuation	CT, $^{68}\text{Ge}$	CT, $^{137}\text{Cs}$
<i>CT</i>		
Type de détecteur	Solid state (HiLight/Lumex)	Solid state (high speed ceramic)
Ouverture (cm)	70	70
FOV transaxial maximal (cm)	50	50
Nombre d'éléments selon z	16	24
Épaisseur de coupe nominale/nombre de coupes simultanées (mm)	1,25, 4	0,6, 16
Longueur effective totale de la matrice de détecteurs à l'isocentre (mm)	20	24
Temps de rotation minimal (s)	0,5	0,5
Courant du tube (mA)	10–440 (pas de 10 mA)	30–500 (pas de 1 mA)
Haute tension du tube (kV)	80, 100, 120, 140	90, 120, 140

lumière est réalisée par des tubes photomultiplicateurs répartis de manière hexagonale assurant un couplage optique homogène. Il s'agit d'un TEP 3D qui produit 90 images de 2,0 mm d'épaisseur pour l'acquisition d'un champ de vue axial de 180 mm.

## 2.2. La norme NEMA NU 2-2001

La norme NEMA NU 2-2001 [1] est une mise à jour de la première édition publiée en 1994 [2]. La version 2001 s'adapte davantage aux examens oncologiques corps entier et synthétise plusieurs tests de l'édition précédente dans un test de qualité d'image en conditions cliniques. Elle permet de déterminer les performances intrinsèques d'un système et est composée de cinq tests que nous aborderons un par un par la suite. Tous les tests ont été effectués avec du fluor 18 ( $^{18}\text{F}$ ) en utilisant le jeu de fantômes NEMA NU 2-2001 de la firme PTW Freiburg GmbH (Allemagne). Pour le système A, le traitement des données a été effectué indépendamment avec l'aide de Matlab R14 (The Mathworks, Inc, Natick, MA, États-Unis), c'est-à-dire sans l'utilisation du menu de traitement de données fourni par le constructeur.

### 2.2.1. Résolution spatiale

La résolution spatiale des systèmes évalués a été mesurée en plaçant une goutte de  $^{18}\text{F}$  dans un capillaire de diamètre interne 1 mm, de telle manière que sa longueur soit inférieure à 1 mm (source ponctuelle). La résolution spatiale est caractérisée par les largeurs à la mi-amplitude (« *full width at half maximum* ; FWHM ») et à 10 % de l'amplitude (« *full width at tenth maximum* ; FWTM ») de la réponse impulsionnelle du système (« *point spread function* ; PSF »). Elle a été évaluée axialement et dans les deux directions du plan de coupe : radialement et tangentiellement. Les acquisitions ont été effectuées pour six positions de la source ponctuelle dans le champ de vue, trois positions dans le plan transverse (1)  $x = 0, y = 1$  ; (2)  $x = 0, y = 10$  ; (3)  $x = 10, y = 0$  le tout répété pour deux positions dans le champ de vue axial,  $z = 0$  et  $z = \ll 1/4$  du champ de vue axial ».

Un support adéquat en plexiglas a été utilisé pour le positionnement de la source. L'activité volumique utilisée remplissait les critères de la norme (système A : 70 MBq/mL ; système B : 550 MBq/mL). Les reconstructions des images ont été effectuées par rétroprojection filtrée (*filtered back projection*, FBP) avec un filtre rampe coupant à la fréquence de Nyquist. Les différences d'activité utilisées n'ont aucune incidence sur la mesure, puisque dans chacun des cas, le taux de comptage maximum indiqué dans la norme était respecté.

### 2.2.2. Sensibilité

Le fantôme utilisé pour ce test est un capillaire en polyéthylène de 800,0 mm de longueur (source linéique) entouré successivement de cinq cylindres d'aluminium (épaisseur : 2,5 mm, longueur : 700 mm) de diamètres intérieurs croissants. Le fantôme est centré transversalement et axialement ( $x = 0, y = 0, z = 0$ ), puis la mesure est reconduite à une distance radiale de 10 cm. Les activités utilisées étaient de

6,1 MBq pour le système A et de 3,0 MBq pour le système B (pertes de comptage < 1 % et événements fortuits < 5 % du taux de comptage vrai).

La sensibilité du système est évaluée en mesurant le taux de comptage par MBq pour chaque épaisseur d'aluminium entourant la source linéique. La sensibilité totale du système est obtenue par extrapolation du taux de comptage pour une épaisseur d'aluminium égale à 0. La sensibilité de chaque coupe est évaluée d'après la proportion d'événements détectés pour le cylindre de plus petit diamètre par rapport au nombre total d'événements acquis.

### 2.2.3. Performances en taux de comptage et fraction de diffusé

Le fantôme utilisé pour ce test est un cylindre en polyéthylène de 700 mm de long avec sur toute sa longueur un orifice situé à une distance radiale de 45 mm. La source linéique décrite précédemment est utilisée. Le fantôme est centré axialement et transversalement dans le champ de vue du TEP.

Les activités de départ introduites - compatibles avec les données des fabricants - ont été de 772 MBq pour le système A et de 646 MBq pour le système B. Des acquisitions de durées variables (inférieures au quart de la période du  $^{18}\text{F}$  avec un intervalle de temps entre deux acquisitions inférieur à la moitié de la période du  $^{18}\text{F}$ ) ont été effectuées et ce jusqu'à ce que les coïncidences fortuites soient inférieures à 1 % du taux de coïncidences vraies (système A, temps total d'acquisition : 13 h 10 min, nombre d'acquisitions : 28 ; système B, temps total d'acquisition : 13 h 10 min, nombre d'acquisitions : 28).

Le calcul des différents taux de comptage (coïncidences vraies, aléatoires, diffusées) s'effectue à partir des données brutes non reconstruites (sinogrammes). Les sinogrammes obliques ont été réarrangés en sinogrammes plans suivant l'algorithme du *single slice rebinning* [3].

Le comportement du taux de comptage d'un TEP, en fonction de l'activité, est évalué par le calcul d'un paramètre global, le « *noise equivalent count* (NEC) ». Ce paramètre est équivalent au rapport signal sur bruit et représente le taux de comptage d'un système où toutes les coïncidences aléatoires et diffusées seraient complètement éliminées à l'acquisition. Son expression s'écrit donc :

$$R_{\text{NEC},j} = \sum_i \frac{R_{t,i,j}^2}{R_{t,i,j} + R_{s,i,j} + k \times R_{r,i,j}},$$

avec  $R_{t,i,j}$ ,  $R_{s,i,j}$  et  $R_{r,i,j}$ , respectivement le taux de comptage des coïncidences vraies, diffusées et fortuites. Pour un système effectuant une estimation sans bruit des coïncidences aléatoires  $k$  vaut 1 et  $k$  vaut 2 pour un système avec soustraction des coïncidences aléatoires en temps réel.

### 2.2.4. Exactitude des corrections des pertes de comptage et coïncidences aléatoires

Pour ce test, les données acquises lors de la mesure des performances du taux de comptage sont utilisées. Toutes les corrections influençant le taux de comptage sont appliquées lors

de la reconstruction (coïncidences fortuites, diffusées, temps mort, sensibilité, géométrie, normalisation). Les coïncidences fortuites ont été corrigées ici par soustraction des événements retardés détectés (estimation sans bruit). Les images ont été reconstruites avec les paramètres suivants :

- système A : méthode de reconstruction, 3D *Fourier rebinning algorithm* (FORE)-FBP (« *transaxial filter* : ramp, cut-off : 4 mm, *axial filter* : 4 mm ») ; diamètre de reconstruction, 18 cm ; dimensions de la matrice, 128 × 128 et
- système B : méthode de reconstruction, 3D RAMLA ; diamètre de reconstruction, 18 cm ; dimensions de la matrice, 144 × 144.

Une région d'intérêt circulaire de 180,0 mm de diamètre est tracée, puis centrée sur chaque coupe et le nombre de coups vrais pour chaque coupe  $i$  et acquisition  $j$  est mesuré. Le taux de comptage idéal, permettant de calculer l'erreur de la correction, est évalué en extrapolant linéairement les valeurs obtenues pour les acquisitions de faibles activités (trois dernières acquisitions).

### 2.2.5. Qualité d'image et exactitude de la correction d'atténuation

Ce test permet d'évaluer le système dans des conditions les plus proches possible des applications cliniques. La mesure consiste en l'acquisition d'un fantôme torso-anthropomorphe contenant six sphères de différents diamètres ( $\emptyset$  10, 13, 17, 22, 28 et 37 mm, épaisseur de paroi 1,0 mm), ainsi qu'un insert central simulant l'atténuation du poumon (densité 0,30 g/cm<sup>3</sup>,  $\emptyset$  50 mm, épaisseur de paroi 4,0 mm). Le fantôme est positionné de telle sorte que le plan médian des sphères soit coplanaire au plan central du champ de vue. L'activité de fond du fantôme était de 5.3 kBq/mL ; valeur représentative de l'activité utilisée en routine clinique (« activité injectée »/« volume patient »). Les deux sphères de plus gros diamètres ont été remplies d'eau (sources froides), tandis que les quatre autres contenaient quatre, puis huit fois l'activité du fond (deux acquisitions différentes). Pour simuler la présence d'activité hors champ lors d'acquisition, le fantôme cylindrique utilisé lors de l'évaluation des performances du système en fonction du taux de comptage et muni de sa source linéique (contenant une activité de 116 MBq) a été apposée au fantôme torso-anthropomorphe.

Selon la norme NEMA NU 2-2001, l'acquisition doit simuler une longueur balayée de 100 cm pour une durée de 60 min. Le temps d'acquisition,  $T_{acq}$ , est calculé en prenant en compte la distance axiale, dont le lit est avancé entre deux positions du champ de vue axial lors d'un examen corps entier. Dans notre cas, le temps d'acquisition des données a été de 8,2 min dans les deux modes (*overlap*, 2 ; *axial step* ; 136 mm) pour le système A et 5,5 min pour le système B.

Les paramètres de reconstruction utilisés sont ceux des protocoles cliniques définis sur site, à savoir :

- système A : méthode de reconstruction, FORE-Iterative (« *number of subsets*, 32 ; *iterations*, 5 ; *loop filter*, 2 mm ; *post filter*, 2,73 mm ») ; diamètre de reconstruction, 50 cm ; dimensions de la matrice, 128 × 128 ; correction

- d'atténuation ; correction des coïncidences aléatoires : « *correction by singles* » ; correction de diffusé : « *gaussian fit* » ; correction d'atténuation à l'aide des données TDM et
- système B : méthode de reconstruction, 3D-row *action maximum likelihood algorithm* (RAMLA) (« *iterations*, 2 ; *relaxation parameter*, 0,005 ; *blob radius*, 2,5 ») ; diamètre de reconstruction, 50 cm ; dimensions de la matrice, 144 × 144, correction d'atténuation à l'aide des données TDM.

Des régions d'intérêts (ROI) circulaires ont été positionnées à l'aide des images TDM : six de même diamètre que les sphères et centrées sur celles-ci et 12 de 37 mm de diamètre dans le fond sur la coupe centrale passant pas le centre des sphères et sur les coupes situées à  $\pm 1$  et  $\pm 2$  cm. Des ROIs de plus petites tailles (diamètres : 10, 13, 17, 22 et 28 mm) ont été placées concentriquement aux ROIs de 37 mm du fond. Finalement, sur chaque coupe, une ROI (diamètre : 30 mm) a été centrée sur l'insert poumon. La valeur moyenne sur les ROIs et la déviation standard sur les ROIs de fond ont permis de calculer le recouvrement de contraste des sphères chaudes,  $C_{Chaud}$ , le contraste des sphères froides,  $C_{Froid}$ , la variabilité du bruit de fond,  $V_{Fond}$ , et l'erreur de la correction d'atténuation et du diffusé sur l'insert poumon, Err. Tous ces paramètres permettent d'évaluer la qualité d'image.

## 3. Résultats

### 3.1. Résolution spatiale

Les valeurs de résolution spatiale axiale, radiale et tangentielle mesurées (FWHM et FWTM) sont rassemblées dans le [Tableau 2](#). Les résultats montrent que les deux systèmes ont sensiblement la même résolution ; excepté dans la direction axiale où le système B est légèrement supérieur au système A.

### 3.2. Sensibilité

Le [Tableau 2](#) présente les valeurs de sensibilité totale aux événements vrais obtenues pour les systèmes A et B à des distances radiales de 0 et 10 cm. Aucun des systèmes ne présente une dépendance radiale en terme de sensibilité (moins de 1 % de différence). Le système B montre une sensibilité totale inférieure au système A (30 %). Les profils de sensibilité dans la direction axiale sont représentés [Fig. 1](#).

### 3.3. Performances en taux de comptage et fraction de diffusé

Les fractions de diffusé sont reportées dans le [Tableau 2](#). La fraction de diffusé totale du système B est inférieure à celle du système A de 14 %. Le [Tableau 2](#) rassemble les valeurs de concentration d'activité  $a_{NEC\ peak}$  et  $a_{true, peak}$  pour lesquelles le NEC ( $R_{NEC, peak}$ ) et respectivement les coïncidences vraies ( $R_{true, peak}$ ) sont maximaux. Les [Figs. 2 et 3](#) montrent l'évolution des différents taux de comptage du système A et du système B, en fonction de l'activité. Le maximum du NEC est quasiment situé à la même valeur pour les deux systèmes (système A : 10,2 kBq/mL ; système B : 11,7 kBq/mL), mais avec un taux de

Tableau 2  
Performances des deux systèmes, selon la norme NEMA NU 2-2001  
Table 2  
Systems performances according to NEMA NU 2-2001 standards

			Système A	Système B		
Résolution transverse (mm)	1 cm	FWHM	4,8	5,0		
		FWTM	9,5	10,6		
	10 cm	FWHM	Radiale 5,6	5,5		
		FWTM	Tangentielle 5,1	5,6		
Résolution axiale (mm)	1 cm	FWHM	6,1	6,0		
		FWTM	13,8	12,5		
	10 cm	FWHM	6,7	6,3		
		FWTM	13,9	12,6		
Sensibilité du système (kcps/MBq)	0 cm		6,92	4,609		
	10 cm		6,896	4,68		
Fraction de diffuses			44,5 %	38,0 %		
			kcps	kBq/mL	kcps	kBq/mL
Paramètres de taux de comptage	Pic des vrais		161,2	23,9	88,1	17,9
	Pic NEC ( $k = 1$ )		35,7	10,2	31,9	11,7
	Pic NEC ( $k = 2$ )		25,9	7,4	24,1	9,6
Exactitude de correction en dessous du pic du NEC ( $k = 1$ )			1,75 %		48,70 %	

comptage plus élevé pour le système A que pour le système B (35,7 kcps contre 31,9 kcps). La tendance est la même pour le pic des coïncidences vraies, mais l'écart entre les activités  $a_{\text{NEC,peak}}$  est plus important et le taux de comptage est largement plus élevé pour le système B (presque le double).

### 3.4. Exactitude des corrections des pertes de comptage et coïncidences aléatoires

Les erreurs maximales observées sur le taux de comptage vrai par rapport au taux de comptage théorique en dessous de l'activité du maximum du NEC,  $a_{\text{NEC}(k=1),\text{peak}}$ , (système A : 10,2 kBq/mL ; système B : 11,7 kBq/mL) sont reportées dans le

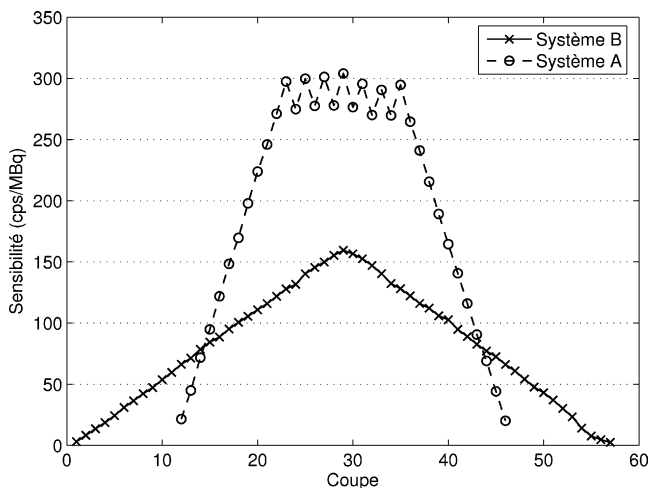


Fig. 1. Profil de sensibilité par coupe des deux systèmes.  
Fig. 1. Slice sensitivity profile for both systems.

Tableau 2 pour les deux systèmes TEP/TDM. L'erreur de correction en fonction de l'activité volumique est représentée sur la Fig. 4. Le système A fait preuve d'une correction plus efficace que le système B jusqu'à l'activité du maximum du NEC (identique pour les deux systèmes) et cela de manière très nette (1,75 vs 48,7 %).

Pour le système A, le taux de comptage mesuré suit de près le taux de comptage théorique jusqu'à une brusque divergence des deux courbes. Logiquement, il en est de même pour l'erreur de correction des événements fortuits et des pertes de comptage. Les courbes montrent que les fabricants ont une stratégie différente dans la correction des coïncidences

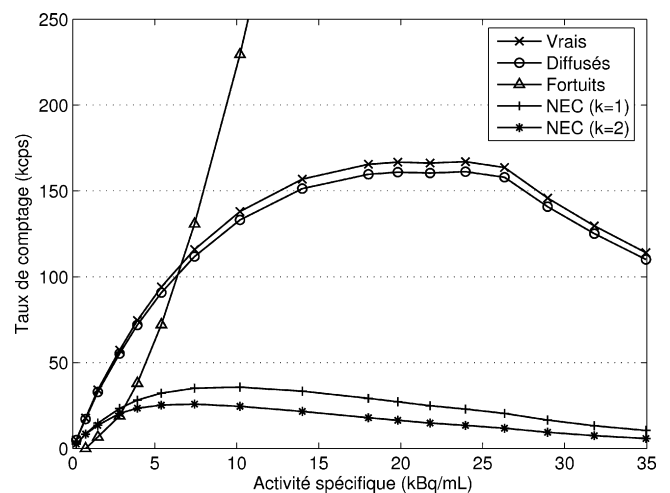


Fig. 2. Caractéristique de taux de comptage pour le système A en mode 3D (diffusés, vrais, fortuits et NEC en fonction de la concentration d'activité).  
Fig. 2. Count rate performance for the system A in 3D mode (scattered, trues, randoms, NEC rate vs activity concentration).

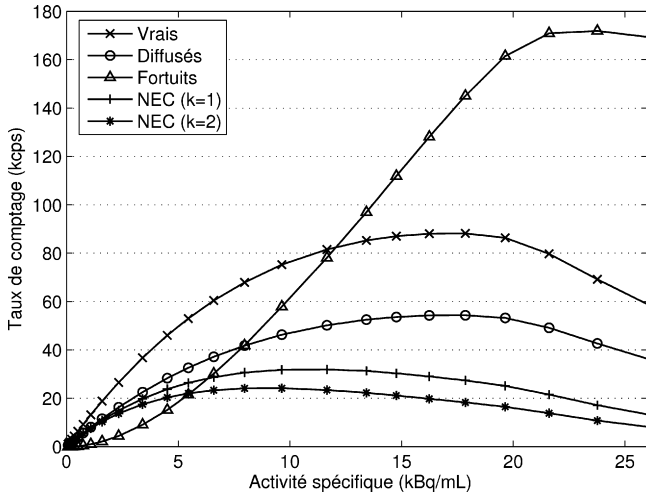


Fig. 3. Caractéristique de taux de comptage pour le système B (diffusés, vrais, fortuits et NEC en fonction de la concentration d'activité).  
 Fig. 3. Count rate performance for the system B (scattered, trues, randoms, NEC rate vs activity concentration).

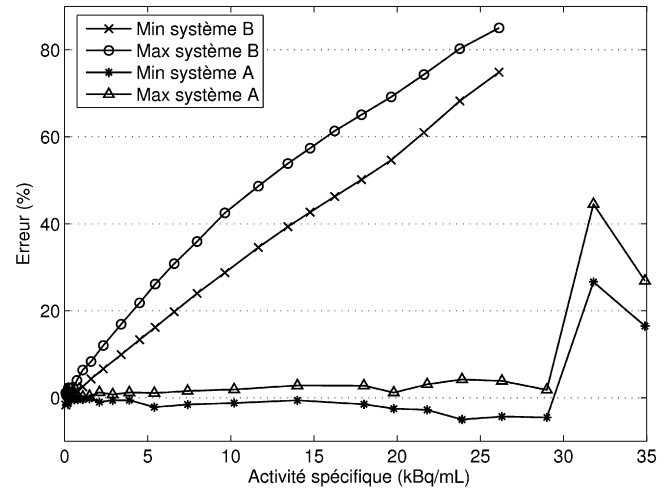


Fig. 4. Erreur sur l'exactitude des corrections des pertes de comptage et coïncidences aléatoires.  
 Fig. 4. Error on accuracy of count loss and random coincidence corrections.

aléatoires et des pertes de comptage dû au temps mort. L'erreur est quasi constante pour le système A jusqu'à une brusque divergence, tandis qu'elle varie linéairement et de manière croissante en fonction de l'activité pour le système B.

3.5. Qualité d'image et exactitude de la correction d'atténuation

La Fig. 5 illustre, pour chacun des systèmes, la coupe transverse centrale. Le Tableau 3 rassemble l'ensemble des

résultats du test de qualité d'image pour le rapport d'activité sphère/fond de huit. Par souci de concision, les résultats pour le rapport d'activité sphère/fond de quatre ne sont pas présentés dans la mesure où ceux-ci suivent la même tendance. Ainsi, parallèlement à l'augmentation du diamètre des sphères, et ce pour les deux rapports d'activité, on observe une augmentation du contraste (zones chaudes et froides) et une diminution de la variabilité du fond. Les résultats de ce test mettent en évidence d'importantes variations entre les deux systèmes. Dans les conditions d'acquisition de ce test (conditions cliniques), le

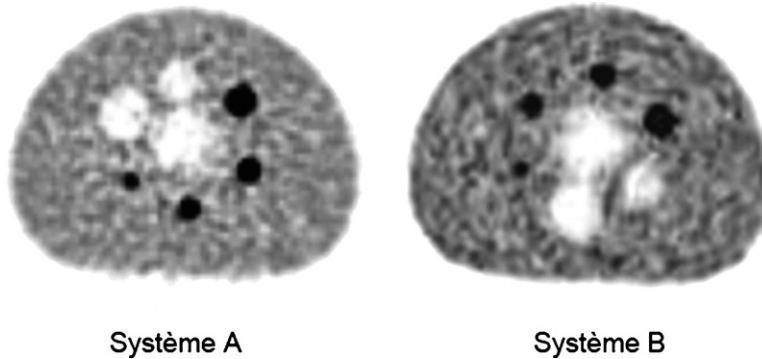


Fig. 5. Mesure de la qualité d'image. Coupe transverse centrale. Rapport d'activité sphère/fond de 8. En noir, les quatre sphères chaudes ; en blanc, les deux sphères froides et l'insert poumon (centre du fantôme).  
 Fig. 5. Image quality measurements. Center transverse slice. Sphere/background ratio of 8. In black, the four hot spheres ; in white, the two cold spheres, and the lung insert (phantom center).

Tableau 3  
 Valeurs mesurées pour la qualité d'image selon la norme NEMA NU 2-2001 avec un rapport d'activité sphère/fond de 8  
 Table 3  
 Image quality test results according to NEMA NU 2-2001 standards for a sphere/background ratio of 8

	Système A						Système B					
Diamètre des sphères (mm)	37	28	22	17	13	10	37	28	22	17	13	10
Recouvrement de contraste des sphères chaudes ( $C_{\text{Chaud}}$ ) en %			83,6	79,1	55,8	37,7			48,4	40,8	28,3	13,6
Contraste des sphères froides ( $C_{\text{Froid}}$ ) en %	86,6	85,9					72,4	67,3				
Variabilité du fond ( $V_{\text{Fond}}$ ) en %	4,4	5,9	8	10,2	12,7	15,6	4,0	4,0	4,0	5,0	5,0	6,0
Erreur résiduelle sur l'insert poumon (Err) en %											14,9	24,0

recouvrement de contraste des sphères chaudes, le contraste des sphères froides et l'erreur sur les corrections de diffusés et d'atténuation sont meilleures pour le système A que pour le système B. En revanche, le système B se révèle supérieur au système A en ce qui concerne la variabilité du bruit de fond.

## 4. Discussion

### 4.1. Résolution spatiale

Avec un isotope identique et à paramètres de reconstruction égaux, la résolution spatiale d'un TEP dépend essentiellement de la technologie employée, de sa conception (taille du cristal, diamètre de couronne) et de l'échantillonnage des sinogrammes. L'effet de profondeur d'interaction implique pour les deux systèmes une dégradation de la résolution spatiale radiale et tangentielle avec la distance depuis le centre du champ de vue qui est plus importante pour le système A, en raison d'une profondeur de cristal plus élevée (système A : 30 mm ; système B : 20 mm). On ne note pas de différences importantes entre les deux systèmes qualifiés si ce n'est dans la direction axiale. Cela est dû à une longueur des cristaux dans la direction axiale qui est plus importante pour le système A par rapport au système B (8,1 vs 6,0 mm). Le système B offre une résolution spatiale quasi isotrope, favorisant des reformatages de qualité dans des plans obliques.

### 4.2. Sensibilité

La sensibilité d'un système TEP est étroitement liée aux performances du système de détection (type de cristal, espacement des cristaux, système de collection de la lumière) et à sa conception (diamètre de couronne et collimation). La sensibilité est un paramètre important dans la mesure où il va influencer directement sur la durée de l'examen et sur l'activité à injecter au patient. La meilleure sensibilité du système A par rapport au système B (Tableau 2) s'explique par la nature et l'épaisseur du cristal utilisé. Le système A est basé sur des cristaux de BGO de 30 mm d'épaisseur présentant des meilleures propriétés d'atténuation des photons de 511 keV que le GSO constituant les cristaux du système B (densité : 7,13 vs 6,71,  $Z$  effectif : 74,2 vs 58,6,  $\mu(511 \text{ keV})$  : 0,9496 vs 0,6878  $\text{cm}^{-1}$ ) (Tableau 1).

### 4.3. Fraction de diffusé et performances en taux de comptage

L'objectif de ce test est de mesurer les effets du temps mort du système et de déterminer le taux de coïncidences vraies, aléatoires et diffusées à différentes activités, ainsi que la fraction de diffusé.

#### 4.3.1. Fraction de diffusé

La plus faible fraction de diffusé mesurée sur le système B s'explique par l'utilisation d'un seuil de discrimination en énergie plus élevé que pour le système A (435 contre 300 keV) et une fenêtre de coïncidence plus étroite (6 ns contre 12 ns). Ce

paramétrage est rendu possible en raison de la meilleure résolution en énergie et de la meilleure efficacité de collection lumineuse du GSO.

#### 4.3.2. Performances en taux de comptage

Les coïncidences fortuites étant liées aux coups simples, une meilleure résolution en énergie réduit de manière significative les événements fortuits en 3D. Bien que l'élimination des coïncidences fortuites et diffusées soit plus efficace sur le système B, il n'en ressort pas une amélioration sur la courbe du NEC. Cela s'explique par un taux de comptage des coïncidences totales (vraies + fortuites + diffusées) plus faible, dû à sa sensibilité moindre, que sur le système A. Même si les systèmes diffèrent sur la nature du matériau des détecteurs et des paramètres d'acquisition (seuil inférieur de discrimination en énergie), ils présentent des performances comparables.

Dans la plage de concentration d'activité utilisée dans un examen corps entier au FDG, les deux systèmes sont très semblables au vu de l'allure du NEC, avec cependant un léger avantage pour le système A.

### 4.4. Exactitude des corrections des pertes de comptage et coïncidences aléatoires

La correction des pertes de comptage en mode 3D est efficace sur le système A jusqu'à 29 kBq/mL (moins de 3 % d'erreur) ; domaine d'activité volumique bien supérieur à la position du maximum du pic du NEC qui se situe à 10 kBq/mL. Le système B ne corrige pas plus efficacement les pertes de comptage et les coïncidences fortuites, les résultats montrant une progression linéaire de l'erreur sur le taux de comptage vrai en fonction de l'activité qui atteint 48,1 % à l'activité du maximum du NEC (2 % d'erreur à l'activité du maximum du NEC pour le système A).

### 4.5. Qualité d'image et exactitude de la correction d'atténuation

Ce protocole de test est pertinent dans la mesure où l'interférence des différents paramètres déjà évalués avec les tests précédents rend difficile une conséquence immédiate sur la qualité de l'image que fournit une caméra TEP. L'objectif de cette mesure est ainsi de produire des images reflétant celles obtenues dans un examen corps entier en présence de lésions chaudes et froides.

Au-delà des performances globales de la machine et de l'efficacité avec laquelle l'atténuation et les diffusés sont corrigés, les résultats dépendent de l'algorithme utilisé ; ce test est révélateur de la qualité d'image obtenue en conditions cliniques. Des algorithmes itératifs ont été utilisés pour les deux systèmes (système A : FORE-Iterative ; système B : 3D RAMLA), mais avec des paramètres de reconstruction différents (nombre d'itérations, nombre de sous-ensembles, filtre et fréquence de coupure). Pour les deux systèmes, toutes les sphères sont facilement détectables sur l'image pour les deux rapports d'activité sphère/fond. Pour le système A, la reconstruction utilisée donne une quantification plus précise

que celle utilisée en routine pour le système B, notamment sur la restitution du contraste des petites sphères. La précision de la correction d'atténuation et de diffusés est évaluée par l'erreur résiduelle effectuée sur l'insert poumon.

La correction d'atténuation (examen TDM à faible dose), basée sur une courbe de conversion bilinéaire, apporte des résultats un peu meilleurs sur le système A.

Dans l'ensemble, les deux systèmes permettent d'obtenir un bon contraste sur des petites lésions et de corriger efficacement l'atténuation et le diffusé. À noter que ces résultats sont fortement dépendants du type d'algorithme utilisé et que ce test devrait être employé comme indication pour une situation particulière d'imagerie, aussi bien que pour la comparaison de systèmes.

## 5. Conclusion

L'application de la norme NEMA NU 2-2001 permet de caractériser les installations TEP/TDM de manière objective et fournit ainsi, la possibilité d'établir un point de référence des installations. On notera cependant que la mise en place de ces tests nécessite la manipulation d'activités en  $^{18}\text{F}$  relativement importantes (impliquant des problèmes de coût et de radioprotection), et que le traitement des données, sans faire appel aux routines disponibles sur les machines, s'avère très souvent

fort laborieux. Le résultat majeur obtenu ici est qu'en dépit de technologies très différentes, les deux systèmes investigués fournissent des informations de qualité comparable.

L'utilisation du fantôme torso-anthropomorphe NEMA NU 2-2001 permet d'évaluer la qualité d'image des systèmes dans des conditions cliniques. Son utilisation permet une véritable comparaison des résultats d'un système à l'autre. Ainsi, le test de qualité d'image devrait être intégré au programme d'assurance de qualité, afin d'assurer le rattachement des mesures effectuées au cours du temps. Dans sa version actuelle, la norme NEMA NU 2-2001 ne permet cependant pas d'évaluer la qualité de la fusion des images TEP et TDM. Ce point doit être vérifié de manière indépendante.

## Références

- [1] National Electrical Manufacturers Association. NEMA NU-2 Standards Publication NU-2-2001: performance measurements of positron emission tomography. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association, 2001.
- [2] National Electrical Manufacturers Association. NEMA NU-2 Standards Publication NU-2-1994: performance measurements of positron emission tomography. Washington DC: National Electrical Manufacturers Association, 1994.
- [3] Defrise M, Kinahan PE, Townsend DW, et al. IEEE Trans Med Imaging, Vol. 16. 1997. p. 145.