

EFFETS DE LA DIFFUSION ET DE MÉTHODES DE CORRECTION SIMPLES D'EMPLOI EN SPECT

I. BUVAT, G. EL FAKHRI, M. PELEGRINI, H. BENALI, R. DI PAOLA
U494 INSERM - CHU Pitié-Salpêtrière
- Paris -

1. Introduction

La diffusion est un problème incontournable en tomographie monophotonique, pour lequel il n'existe toujours pas de consensus concernant la meilleure stratégie à adopter en fonction de l'objectif poursuivi. Différents articles de synthèse récents [1,2] présentent une revue exhaustive des méthodes de correction de la diffusion décrites dans la littérature. Le présent article se propose donc plutôt de s'intéresser uniquement à un petit nombre de méthodes ayant eu un écho chez les constructeurs, ou pouvant être aisément mises en oeuvre au moyen d'une caméra standard. L'effet de ces méthodes sera présenté dans deux cas particuliers : en scintigraphie pulmonaire planaire et en tomographie monophotonique cardiaque au Tc-99m. L'objectif n'est pas ici d'évaluer précisément les performances des méthodes, mais seulement d'illustrer les dégradations causées par la diffusion et les modifications qualitatives et quantitatives qui peuvent être attendues suite à l'utilisation d'une méthode de correction de la diffusion accessible en routine.

2. Méthodes de correction de la diffusion considérées

Parmi les méthodes de correction de la diffusion décrites dans la littérature [1,2], nous n'en considérerons qu'un très petit nombre, simples à mettre en oeuvre au moyen d'une caméra standard, ou proposées par certains constructeurs. Cette section présente ces méthodes et décrit la façon dont elles peuvent être mises en oeuvre.

2.1. Le fenêtrage spectrométrique

Conventionnellement utilisée sur toutes les caméras, cette méthode consiste à ne retenir que les photons dont l'énergie appartient à une fenêtre spectrométrique choisie. La fenêtre spectrométrique la plus communément utilisée a une largeur égale à 20 % de l'énergie du radioélément considéré (fenêtre 126-154 keV pour le Tc-99m). Cette largeur peut être réduite (e.g., 15 %, 10 %) pour limiter la détection

des photons diffusés. Nous illustrerons l'effet de l'utilisation de fenêtres de largeurs 20 %, 15 % ou 10 % sur les images résultantes.

2.2. La méthode de soustraction de Jaszczak (JAS)

Il s'agit certainement de la méthode de correction de la diffusion la plus connue [3]. Elle peut être utilisée sur n'importe quelle caméra, dès lors que l'on peut acquérir simultanément les données dans 2 fenêtres en énergie : la fenêtre 20 % classique et une fenêtre Compton, adjacente à la fenêtre 20 % et positionnée sur le palier Compton. Typiquement, pour le Tc-99m, on choisit comme fenêtre Compton la fenêtre 92-125 keV. L'image correspondante, contenant essentiellement des photons diffusés, est pondérée par un facteur k avant d'être soustraite à l'image 20 %. Cette pondération empirique vise à soustraire le nombre correct de photons diffusés de la fenêtre 20 %. Sachant qu'en moyenne, le nombre de photons diffusés détectés dans la fenêtre 20 % est égal à environ la moitié du nombre de photons détectés dans la fenêtre 92-125 keV, la valeur de k la plus couramment utilisée pour le Tc-99m est $k=0,5$. Nous présenterons les résultats obtenus avec ces paramètres classiques. Cette correction introduit généralement des valeurs négatives dans les images corrigées. Ces valeurs ne correspondant à aucune réalité physique, il est d'usage de les remplacer par zéro, ce qui a été fait dans les images présentées ci-dessous.

2.3. La méthode de triple fenêtrage en énergie (TEW)

Cette méthode [4,5] est simple à mettre en oeuvre si l'on peut acquérir simultanément des images dans 3 fenêtres en énergie : la fenêtre 20 % classique et 2 fenêtres étroites (de largeur allant typiquement de 2 à 4 keV), positionnées de part et d'autre de la fenêtre 20 % (e.g., 124-128 keV et 152-156 keV dans le cas du Tc-99m). Les images I1 et I2 correspondant à ces 2 fenêtres sont ajoutées et pondérées par un facteur $w/(2*w_n)$, où w et w_n représentent respectivement les largeurs de la fenêtre 20 % et des fenêtres étroites. L'image résultante estime l'image des photons diffusés détectés dans la fenêtre 20 %, et est soustraite à

cette dernière pour obtenir l'image corrigée de la diffusion. Interprétées sous l'angle d'analyse spectrale, ces opérations reviennent à estimer, pour chaque pixel, le nombre de photons diffusés détectés dans la fenêtre 20 % par la surface sous un trapèze [4,5]. Les exemples présentés ci-dessous ont été obtenus en utilisant 2 fenêtres de 3,5 keV (123-126,5 keV et 151-154,5 keV) tandis que la fenêtre 20 % était une fenêtre 123-154,5 keV. Le facteur de pondération $w/(2*wn)$ valait donc 4,5 dans ce cas. Lorsque cette correction introduit des valeurs négatives dans les images, ces valeurs sont remplacées par zéro.

2.4. La méthode Compton-free imaging (CFI)

La méthode Compton-free imaging [6] est disponible sur certaines caméras Elscint. L'activation de cette option entraîne un enregistrement de l'acquisition en mode multispectral : une séquence de 16 images de 3,5 keV, de 105 à 161 keV, est recommandée dans le cas du Tc-99m. Cette séquence d'images fournit les spectres des photons détectés dans chaque pixel, échantillonnés sur 16 points. Les spectres des pixels voisins sont ajoutés pour réduire le niveau de bruit (sommation des spectres dans des carrés de $W \times W$ pixels) et chaque spectre résultant est décomposé en un spectre de photons primaires et S spectres de photons diffusés. Cette décomposition est obtenue en ajustant, par la technique des moindres carrés, le spectre observé à une combinaison linéaire d'un spectre de photons primaires et de S spectres de photons diffusés fixés a priori. Les spectres des photons diffusés sont prédéterminés à partir des équations de Klein-Nishina et de la résolution en énergie de la caméra et sont indépendants de la configuration d'acquisition. Les paramètres impliqués dans cette approche sont le nombre de fenêtres en énergie utilisées, la taille W du voisinage pour la sommation des spectres et la valeur de S définissant le nombre d'ordres de diffusés considérés ($S=1$ correspond au diffusé de premier ordre, i.e., aux photons ne subissant qu'une diffusion, $S=2$ correspond aux photons ayant diffusé une ou 2 fois, etc.). Pour les exemples présentés dans la suite, ces paramètres ont été fixés à 16 fenêtres en énergie, $S=2$ et $W=5$.

3. Données test et critères d'évaluation

Pour illustrer les caractéristiques des différentes méthodes de correction de la diffusion présentées ci-dessus, deux ensembles de données simulées par la méthode de Monte Carlo ont été utilisés : une tomographie pulmonaire et une tomographie cardiaque au Tc-99m. Les données simulées par la méthode de Monte Carlo ont l'avantage d'être relativement réalistes tout en offrant une connaissance exacte des distributions spatiales des photons primaires et diffusés sous-jacentes, ce qui permet des travaux d'évaluation précis.

3.1. Tomoscintigraphie pulmonaire

Cette simulation a été réalisée à partir de coupes pulmonaires tomодensitométriques, distantes de 10 mm, acquises sur un homme (1,78 m, 70 kg), segmentées en régions anatomiques par Zubal et al [7]. La taille du pixel était de 4 mm x 4 mm. Une distribution d'activité Tc-99m homogène a été simulée dans les poumons, et la densité des milieux organiques dans les différents compartiments segmentés a été prise en compte pour simuler l'atténuation. Une acquisition de 60 projections 128x128 pour une orbite circulaire sur 360° (rayon de rotation = 25,6 cm), telle qu'elle serait obtenue avec un collimateur LEHR à canaux parallèles, a été simulée. Pour chaque projection, les événements simulés ont été triés en séries spectrales de 30 images échantillonnées tous les 3,5 keV, de 60 à 165 keV, pour pouvoir appliquer différentes corrections de la diffusion. L'impact des méthodes de correction de la diffusion a été étudié sur les projections. Les résultats relatifs à une projection postérieure seront présentés ici.

3.2. Tomoscintigraphie cardiaque

Un fantôme Data Spectrum cardiaque (Data-Spectrum, Chapel Hill, NC), auquel a été ajouté un compartiment simulant le foie, a été considéré. Une acquisition par imagerie par résonance magnétique du fantôme a permis de segmenter les différents compartiments (paroi et cavité ventriculaires gauches, poumons, foie, colonne vertébrale et tissus mous), dont les densités différentes ont été prises en compte dans la simulation. Des activités homogènes ont été simulées dans le ventricule gauche ($7,8 \cdot 10^{-2}$ MBq/ml) et dans le foie ($4,7 \cdot 10^{-2}$ MBq/ml). Une acquisition tomographique de 128 projections sur 360° a été simulée (collimateur LEHR, rayon de rotation = 20 cm, taille des pixels de projection = 3,8 mm x 5 mm). Pour chaque projection, les événements ont été triés en séries spectrales de 28 images échantillonnées tous les 3,5 keV, de 63 à 161 keV. Environ 8 millions de photons ont été détectés dans la fenêtre 20 %, sur l'ensemble des projections.

L'effet des différentes corrections de la diffusion a été étudié sur les coupes reconstruites par rétroprojection filtrée avec un filtre de Hann ($v_c = 0,5 \text{ pixel}^{-1}$), avec correction d'atténuation par la méthode de Chang (1 itération) utilisant la carte non uniforme des coefficients d'atténuation. Les coupes transverses reconstruites ont été réorientées et les cartes polaires d'activité dans le ventricule gauche ont été calculées.

3.3. Critères d'évaluation

L'impact des différentes corrections de diffusion a été étudié visuellement, puis en mesurant plusieurs critères : concentration régionale d'activité absolue et relative, contraste, résolution spatiale, et caractéristiques du bruit.

Quantification absolue.

Dans la projection pulmonaire postérieure considérée, deux régions d'intérêt (ROIs) de 748 et 720 pixels ont été positionnées sur les poumons gauche et droit et l'erreur commise lors de l'estimation du nombre moyen de photons détectés dans ces régions a été mesurée. La diffusion introduisant des photons dans des régions froides, nous avons aussi calculé, pour la projection pulmonaire, le pourcentage de photons détectés dans des régions dans lesquelles il n'y a aucun photon primaire.

Concernant la simulation cardiaque, l'activité moyenne dans le ventricule gauche (VG) a été calculée à partir des cartes polaires. Des régions d'intérêt tridimensionnelles (14 869 et 1445 voxels) ont aussi été définies pour mesurer l'activité moyenne dans le foie et dans la cavité du VG, cette dernière ne contenant a priori pas d'activité.

Quantification relative.

Dans la projection pulmonaire, l'effet de la diffusion sur la mesure du rapport de concentration d'activité entre 2 régions d'activité voisine a été caractérisé par le rapport entre l'activité moyenne mesurée dans le poumon droit et celle mesurée dans le poumon gauche. L'effet de la diffusion sur le contraste a été caractérisé en considérant 15 ROIs de 9 pixels tracées dans les poumons gauche et droit ainsi que 15 ROIs tracées dans la région médiastinale et dans des régions adjacentes aux poumons. Quinze couples de régions chaude/froide ont ainsi été définis et, pour chaque couple, le contraste a été calculé par $100 \cdot (v_1 - v_2) / (v_1 + v_2)$ où v_1 et v_2 représentent respectivement les valeurs moyennes mesurées dans les régions chaude et froide. Pour la simulation cardiaque, les rapports d'activité moyenne entre régions septale et latérale, et entre régions antérieure et inférieure, ont été calculés à partir des cartes polaires. L'homogénéité de la carte polaire a aussi été caractérisée en divisant la carte en 9 régions, en calculant l'activité moyenne dans chacune des régions et en normalisant ces valeurs de sorte que la région la plus active soit à 100 %. La valeur moyenne des pourcentages d'activité maximale dans chaque région a été calculée pour chaque carte polaire.

Le contraste entre régions chaude et froide a été calculé par $100 \cdot (v_1 - v_2) / (v_1 + v_2)$ où v_1 et v_2 représentent les activités moyennes mesurées dans la paroi VG (calculée à partir de la carte polaire) et dans la cavité.

Résolution spatiale.

La mesure de la résolution spatiale dans les images est complexe car : 1) la résolution spatiale n'est pas nécessairement stationnaire dans l'image ; 2) sa caractérisation nécessite la présence de petits objets dans les images. Nous avons donc choisi de l'évaluer de façon indirecte, en observant comment l'estimation de dimensions, qui est directement affectée par la résolution spatiale du système, est modifiée par la présence de photons diffusés. Nous

avons ainsi mesuré la surface occupée par les 2 poumons sur la projection postérieure, en définissant cette surface comme le nombre de pixels dans lesquels l'activité est supérieure à 20 % ou 10 % de l'activité maximale observée dans l'image. Dans le cas très simple de ces images pulmonaires, ce critère de seuillage sur l'intensité des pixels suffit à isoler les poumons.

Concernant la simulation cardiaque, le volume de la paroi VG a été calculé en seuillant les images contenant le ventricule gauche à 50 %, 20 % et 10 % de la valeur maximum observée dans la paroi, et, dans le cas des seuillages à 20 % et 10 %, en appliquant ensuite une érosion pour éliminer des voxels isolés et obtenir un volume VG connexe. Cet algorithme de segmentation simpliste a été appliqué de façon strictement identique quelle que soit la méthode de correction de la diffusion utilisée. Le nombre de voxels non nuls résultant est relié au volume VG. Le volume hépatique a été déterminé de façon similaire, en utilisant uniquement des seuils à 20 % et 10 %.

Niveau du bruit.

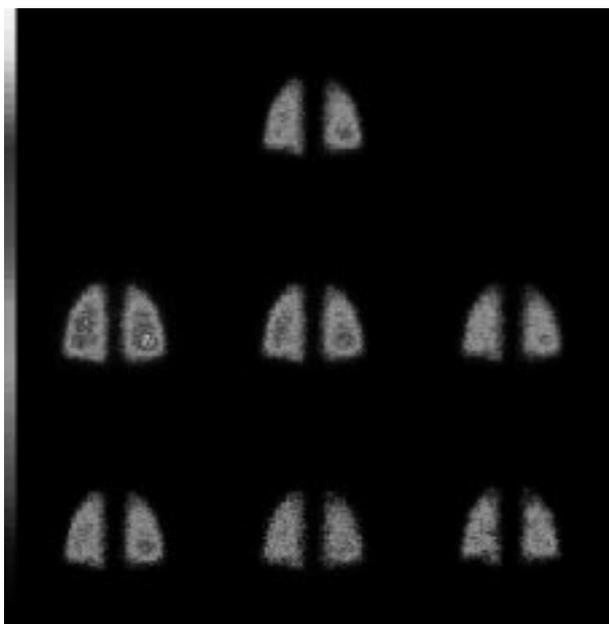
Pour caractériser le niveau du bruit dans les images pulmonaires, des images de variance du bruit haute fréquence ont été calculées en affectant à chaque pixel i la valeur $(v_i - m_i) \cdot (v_i - m_i) / m_i$, où v_i représente la valeur détectée dans le pixel i , et m_i représente la valeur moyenne mesurée dans les 8 pixels voisins. Le numérateur représente un terme de variance du bruit, tandis que le dénominateur estime la valeur non bruitée. Pour un signal suivant une statistique de Poisson, ce rapport devrait être proche de 1. La valeur moyenne de ce rapport a été calculée pour l'ensemble des pixels contenant plus de 10 photons primaires vrais.

La même approche a été utilisée pour caractériser le bruit dans les coupes cardiaques et hépatiques reconstruites, en calculant ce rapport uniquement dans les pixels contenant plus de 50 coups, sachant que les valeurs théoriques du nombre de coups dans le ventricule gauche et dans le foie étaient 380 et 235. Le bruit dans les coupes reconstruites n'étant plus un bruit de Poisson, le rapport calculé n'est qu'un index caractérisant la variance du bruit.

4. Effet des différentes corrections

4.1. Fantôme pulmonaire

La **Figure 1** présente les images obtenues par les différentes méthodes de correction pour une projection postérieure du fantôme pulmonaire, ainsi que l'image idéale des photons primaires que l'on cherche à estimer. La **Figure 2** montre la superposition de profils tracés à travers ces images, pour apprécier semi-quantitativement l'effet des corrections. Une synthèse des caractéristiques des images primaires et corrigées de la diffusion pour la projection pulmonaire considérée est donnée dans le **Tableau I**.



- FIGURE 1 -
Projection pulmonaire postérieure.
La position des profils est indiquée en Figure 2.

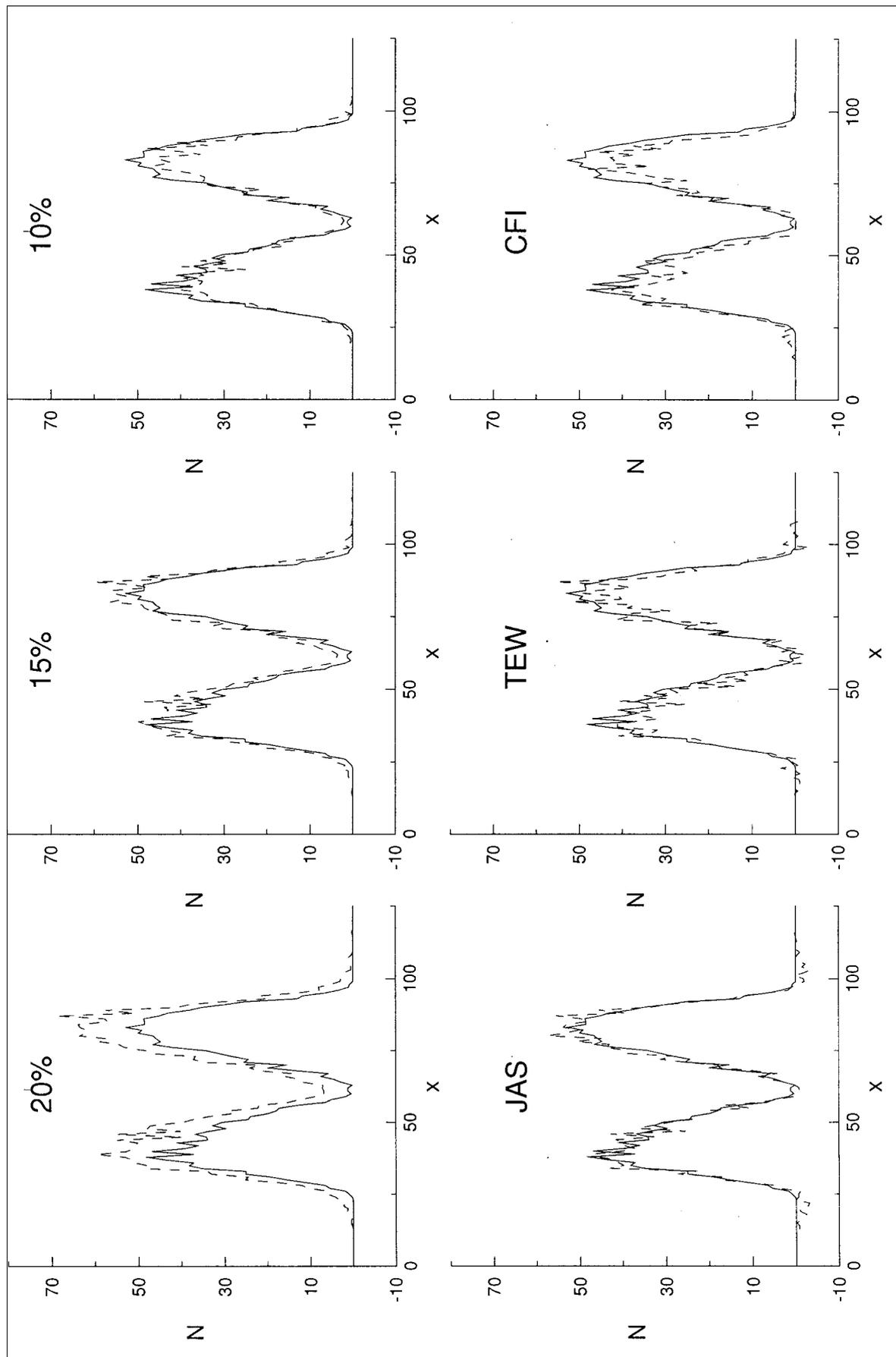
Dans la projection considérée, le nombre de photons primaires dans chaque pixel variait entre 0 et 60. Dans les

poumons, le nombre moyen de photons primaires est surestimé d'environ 36 % avec l'image 20 %, de ~16 % avec l'image 15 %, et de 6 % avec l'image JAS. Il est sous-estimé de ~8 % avec l'image 10 %, de ~7 % avec l'image TEW et de ~17 % avec l'image CFI. Environ 7 % des photons présents dans l'image se retrouvent dans des régions où il n'y a pas de photons primaires sur les images 20 %, 15 % et 10 %, contre seulement ~1 % après correction par la méthode de Jaszczak ou CFI, et ~4 % avec la méthode TEW (Tableau I).

Le rapport d'activité moyenne entre les 2 poumons calculé à partir des 2 régions pulmonaires vaut 1 lorsqu'il est calculé à partir de l'image des photons primaires, ainsi que lorsqu'il est calculé à partir de n'importe quelle autre image corrigée de la diffusion. Le contraste entre régions chaude et froide est diminué en moyenne de $17,5 \pm 5,0$ % lorsqu'il est mesuré à partir des images 20 %, par rapport à la valeur observée sur l'image contenant uniquement des photons primaires. Cette diminution de contraste est moindre avec les fenêtres plus étroites, mais reste voisine de 7 % sur les images 10 %. Sur les images JAS, la réduction de contraste n'est que de $1,4 \pm 2,6$ %, alors qu'elle est de $7,6 \pm 4,6$ % sur les images TEW. Dans les images CFI en revanche, le contraste est légèrement amplifié (Tableau I). Les diminutions de contraste par rapport à l'image des photons primaires sont significatives ($p < 0,05$) pour les images 20 %, 15 %, 10 % et TEW. La diminution de contraste n'est pas significative pour l'image JAS, tandis que l'augmentation de contraste est significative pour l'image CFI.

- TABLEAU I - Effets de la diffusion et des méthodes de correction de la diffusion en scintigraphie pulmonaire

Critère	Primaires	20 %	15 %	10 %	JAS	TEW	CFI
Activité ROI poumon gauche (erreur en %)	30,9	+36 %	+16 %	-8 %	+6 %	-7 %	-17 %
Activité ROI poumon droit (erreur en %)	31,1	+37 %	+17 %	-7 %	+7 %	-7 %	-14 %
Rapport d'activité entre les 2 poumons	1	1	1	1	1	1	1
Pourcentage de photons dans des régions froides	0 %	7,5 %	6,9 %	6,7 %	1,0 %	4,1 %	1,2 %
Erreurs moyennes sur le contraste		-17,5 %	-10,6 %	-7,7 %	-1,4 %	-7,6 %	1,4 %
Surfaces pulmonaires seuillage à 20 % (erreur en %)	1959	+16 %	+7 %	+1 %	-4 %	-12 %	-20 %
Surfaces pulmonaires seuillage à 10 % (erreur en %)	2553	+18 %	+9 %	+4 %	-6 %	-6 %	-15 %
Valeur moyenne du rapport var/signal	$1,5 \pm 1,9$	$1,4 \pm 1,7$	$1,4 \pm 1,7$	$1,4 \pm 1,8$	$2,4 \pm 3,3$	$3,9 \pm 6,5$	$2,5 \pm 3,4$



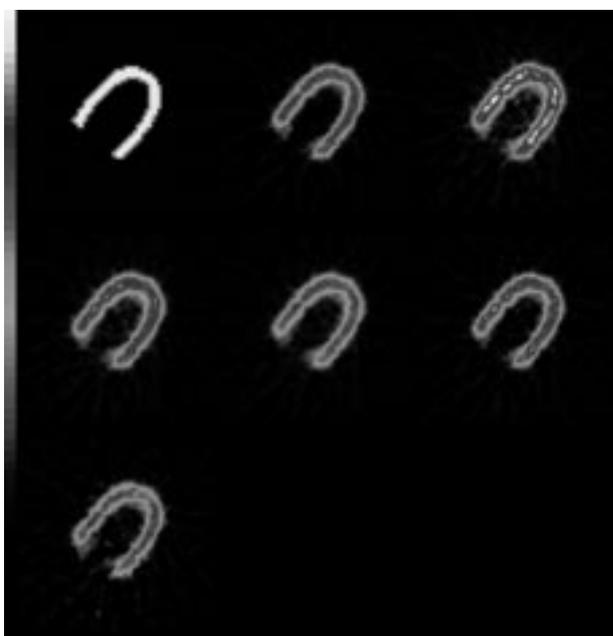
- FIGURE 2 -
 Profil d'activité à travers les projections : — profils observés sur l'image des photons primaires, - - - profils observés pour les différentes corrections.

Les erreurs quantitatives introduites par la diffusion peuvent aussi concerner la mesure de dimensions. Par rapport à la surface pulmonaire estimée à partir des seuls photons primaires et pour un seuil de 20 %, la surface mesurée à partir de l'image 20 % est surestimée de 16 %. Elle est surestimée de 7 % et de 1 % respectivement à partir des images 15 % et 10 %. Elle est sous-estimée de 4 %, de 12 % et de 20 % à partir des images JAS, TEW et CFI. Si on rabaisse le seuil à 10 %, les variations entre méthodes sont similaires (**Tableau I**).

Enfin, la présence de photons diffusés et la mise en oeuvre de corrections de diffusion affectent le niveau du bruit dans les images. Le rapport "variance du bruit" sur signal dans la région où il y a des photons primaires vaut $1,5 \pm 1,9$ dans l'image des photons primaires, et n'est pas significativement différent de cette valeur dans les images 20 %, 15 % et 10 %. Il vaut $2,4 \pm 3,3$ dans l'image JAS ($p < 0,01$), $3,9 \pm 6,5$ dans l'image TEW ($p < 0,01$) et $2,5 \pm 3,4$ dans l'image CFI ($p < 0,01$). La valeur de ce rapport est significativement plus élevée dans l'image TEW par rapport aux images JAS ou CFI, alors qu'elle n'est pas significativement différente entre JAS et CFI.

4.2. Fantôme cardiaque

La **Figure 3** présente une coupe transverse reconstruite à partir des projections corrigées par les différentes méthodes.



- FIGURE 3 -

Coupe transverse à travers le ventricule gauche reconstruite par rétroprojection filtrée avec correction d'atténuation (cf. texte) à partir des projections. La position des profils est indiquée en Figure 4.

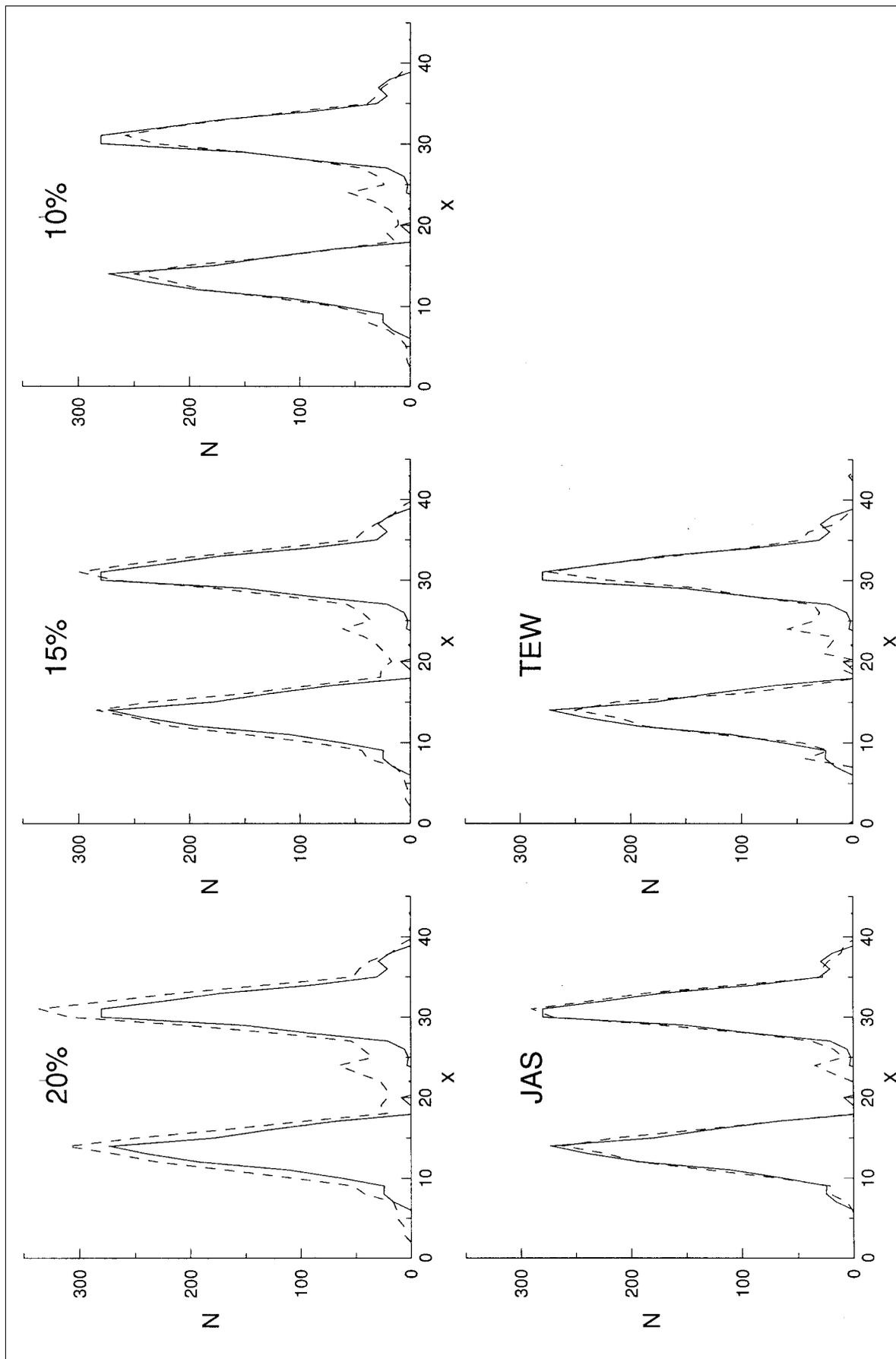
La **Figure 4** montre la superposition de profils tracés à travers ces images. Le **Tableau II** résume les résultats des mesures effectuées sur les différentes images.

Par rapport à l'activité estimée dans la paroi VG reconstruite à partir des projections primaires, l'activité VG est surestimée de 19 % et 7 % dans les images reconstruites à partir des projections 20 % et 15 %. Elle est sous-estimée de 6 % dans les coupes reconstruites à partir des projections 10 %. La surestimation est de 5 % dans les coupes reconstruites à partir des projections JAS, tandis que l'activité VG est sous-estimée de 5 % dans les coupes reconstruites à partir des projections TEW. Les erreurs quantitatives observées dans la région hépatique obéissent à la même tendance (**Tableau II**). Le nombre de coups moyen mesuré dans la cavité ventriculaire gauche (théoriquement nul), est de 21 ± 39 dans les images obtenues à partir des projections primaires, de 59 ± 45 , 53 ± 40 et 43 ± 35 dans les images obtenues à partir des projections 20 %, 15 % et 10 %. Il est de 30 ± 44 et de 30 ± 45 dans les images reconstruites à partir des projections JAS et TEW.

Concernant la quantification relative, les rapports d'activité entre parois septale et latérale, ou antérieure et postérieure, mesurés à partir des cartes polaires sont très voisins (entre 0,92 et 1,00) quelle que soit l'image considérée (**Tableau II**). Les cartes polaires apparaissent toutes très homogènes, puisque les moyennes des valeurs normalisées dans les 9 régions divisant les cartes sont toujours de l'ordre de 93 ± 5 % (**Tableau II**). Quelle que soit la méthode, aucune des régions n'a une activité inférieure à 84 % de la valeur maximale de la carte polaire. La quantification relative entre régions chaude et froide, caractérisée par le contraste entre l'activité dans la paroi VG et dans la cavité, est sévèrement affectée par la diffusion, puisque ce contraste vaut 85 % pour les images issues des projections primaires, 69 % pour les images issues des projections 20 % et 15 %, 71 % pour les images issues des projections 10 %. Ce contraste vaut 81 % et 80 % pour les images issues des projections JAS et TEW.

Les erreurs relatives à l'estimation du volume de la paroi VG et du foie à partir de différents seuils sont données dans le **Tableau II**.

La valeur moyenne de l'index local mesurant le rapport variance/moyenne dans la paroi VG est de $4,3 \pm 4,3$ dans les coupes reconstruites à partir des photons primaires, et voisine ou légèrement inférieure dans les coupes reconstruites à partir des images 20 %, 15 % et 10 %. Elle est de $5,4 \pm 6,1$ et $7,0 \pm 8,4$ dans les coupes reconstruites à partir des images JAS et TEW. Une tendance identique entre les méthodes est observée au niveau du foie (**Tableau II**), bien que la valeur de l'index soit globalement augmentée d'un facteur voisin de 2.



- FIGURE 4 -
 Profil d'activité à travers les coupes présentées en Figure 3 : — profil observé sur l'image des photons primaires, - - - profil observé pour les différentes corrections.

Effets de la diffusion et de méthodes de correction simples d'emploi en SPECT

- TABLEAU II -

Effets de la diffusion et des méthodes de correction de la diffusion sur les coupes reconstruites en tomoscintigraphie cardiaque au Tc-99m

Critère	Primaires	20 %	15 %	10 %	Jaszczak	TEW
Activité moyenne dans la paroi VG (erreur en %)	276±28	+19 %	+7 %	-6 %	+5 %	-5 %
Activité moyenne dans le foie (erreur en %)	205±53	+30 %	+18 %	+2 %	+9 %	-5 %
Activité cavité	21±39	59±45	53±40	43±35	30±44	30±45
Rapports d'activité septal/latéral antérieur/inférieur	0,98 0,96	0,97 0,95	0,95 1,0	0,95 0,99	0,97 1,0	0,98 0,92
Moyenne des valeurs normalisées dans la carte polaire	93±4 %	92±4 %	92±4 %	93±5 %	93±5 %	94±4 %
Rapport d'activité paroi VG / foie	1,3	1,2	1,2	1,2	1,3	1,3
Contraste paroi VG / cavité	85 %	69 % (-19 %)	69 % (-19 %)	71 % (-16 %)	81 % (-5 %)	80 % (-6 %)
Volume VG (seuil à 50 %) (erreur en %)	3526	-3 %	+1 %	-6 %	-17 %	-13 %
Volume VG (seuil à 20 %) (erreur en %)	6113	+7 %	+9 %	+5 %	-5 %	-1 %
Volume VG (seuil à 10 %) (erreur en %)	7749	+14 %	+15 %	+11 %	-4 %	+2 %
Volume foie (seuil à 20 %) (erreur en %)	15805	0 %	+1 %	-3 %	-6 %	-12 %
Volume foie (seuil à 10 %) (erreur en %)	19141	+4 %	+4 %	+0 %	-5 %	-7 %
Moyenne du rapport var/signal dans la paroi VG	4,3±4,3	4,6±5,0	3,7±3,7	3,5±3,5	5,4±6,1	7,0±8,4
Moyenne du rapport var/signal dans le foie	8,3±11,0	8,9±11,9	6,4±8,5	6,2±8,1	9,8±13,7	13,7±21,6

Toutes ces valeurs sont significativement différentes entre elles ($p < 0,05$), sauf les valeurs obtenues pour les images 15 % et 10 %.

5. Discussion

S'il est bien connu que la diffusion dégrade les images scintigraphiques, les conséquences précises de ce phénomène et l'amplitude des distorsions qu'il introduit dans des configurations relativement réalistes nécessitent encore d'être précisées, notamment lorsqu'on s'intéresse à l'analyse des coupes obtenues après reconstruction tomographique, où d'autres phénomènes, tels que la re-

construction, la correction d'atténuation, la réponse variable du collimateur en fonction de la profondeur, viennent également perturber les images. L'objectif de cet article est de donner quelques éléments permettant de mieux appréhender les effets concrets de la diffusion. Pour bien montrer que ces effets dépendent de la configuration étudiée, nous les avons illustrés à la fois sur une projection d'une tomoscintigraphie pulmonaire et sur des coupes cardiaques reconstruites.

Effet de la diffusion dans les images 20 %.

Il est important de caractériser les effets de la diffusion lorsqu'on utilise le fenêtrage 20 %, technique faisant référence dans la pratique clinique. Les résultats présentés montrent clairement que l'activité mesurée localement à partir des images 20 % est fortement surestimée. Toute la difficulté est que cette surestimation est imprévisible car elle dépend fortement de la configuration (volume et densité du milieu diffusant, donc taille du patient et région anatomique considérée) : par exemple, l'activité moyenne est surestimée de 36 % dans les projections pulmonaires, de 19 % dans le VG et de 30 % dans le foie sur les images reconstruites. Une autre caractéristique importante des images 20 % est que les rapports d'activité entre 2 régions peu distantes et d'activités voisines, mesurés à partir des images 20 %, sont néanmoins relativement fiables, car peu différents de la valeur qu'ils auraient en l'absence de diffusion. Ceci s'explique par le fait que la diffusion affecte de façon similaire des régions voisines (et donc plongées dans le même milieu diffusant) et présentant une activité similaire. Notre fantôme cardiaque n'a par exemple pas permis de mettre en évidence d'artefact d'inhomogénéité de la carte polaire lié à la présence de photons diffusés émanant du foie. Soulignons qu'il est possible que ceci ait été différent si le rapport d'activité cardiaque et hépatique était nettement différent de 1. En effet, la valeur du rapport d'activité entre 2 régions mesurée à partir des images 20 % devient biaisée si les régions présentent des activités suffisamment différentes. Les exemples décrits l'illustrent au moyen de la mesure du contraste entre une région chaude et une région froide. Que ce soit sur les projections ou sur les images reconstruites, les rapports d'activité entre région chaude et région froide sont très nettement sous-estimés lorsqu'ils sont mesurés à partir d'images 20 % (sous-estimation du contraste poumon/médiastin de près de 20 % sur les projections et sous-estimation similaire du contraste paroi VG/cavité sur les coupes reconstruites). Si la quantification relative d'activité est donc relativement fiable quand les régions présentent a priori une activité similaire, elle devient erronée lorsque les régions présentent un différentiel d'activité important (typiquement supérieur à 2). Ceci s'explique par la présence de photons diffusés dans les régions a priori froides. Dans les coupes cardiaques reconstruites, l'activité mesurée dans la cavité VG est plus de 2 fois plus élevée sur les images 20 % que

sur les images primaires. Dans les images pulmonaires, près de 10% des photons détectés le sont dans des régions froides dans l'image 20 %.

Les photons diffusés, mal positionnés, peuvent aussi entraîner des erreurs non négligeables lorsqu'on cherche à extraire des contours à partir des images, où lorsqu'on cherche à segmenter des objets par des techniques de seuillage. Pour ce type d'analyse, la sensibilité de la méthode de segmentation à la présence de photons diffusés dépend directement de la méthode de segmentation utilisée (e.g., extraction de contour ou seuillage). Les photons diffusés sont responsables d'une augmentation sensible de la largeur à dixième de hauteur de la fonction de dispersion ponctuelle [8], mais affectent peu sa largeur à mi-hauteur. Par conséquent, si on isole des objets en seuillant à 10 % du maximum dans l'objet, l'estimation du contour, de la surface ou du volume sera sensiblement différente sur des images 20 % et sur des images dans lesquelles il n'y aurait que des photons primaires (surestimation de 18 % de la surface pulmonaire dans les images planaires, surestimation de 14 % du volume ventriculaire gauche). En revanche, à mesure que l'on élève le seuil (e.g., 20 % ou même 50 % dans les exemples présentés), les écarts avec les valeurs qui auraient été obtenues en l'absence de diffusion s'amenuisent. Il est donc recommandé d'utiliser des seuils suffisamment élevés pour rendre relativement indépendant de la diffusion le résultat d'opérations de segmentation par des techniques reposant sur l'analyse locale de l'intensité du signal.

Que peut-on attendre des méthodes de fenêtrage réduit ?

Les conséquences pratiques de la présence de photons diffusés dans les images 20 % ayant été décrites, on peut s'interroger sur le gain résultant de l'utilisation d'une fenêtre spectrométrique plus étroite que la fenêtre 20 % conventionnellement utilisée. De façon générale, l'utilisation d'une fenêtre plus étroite réduit sensiblement les effets délétères de la diffusion sur la quantification (mesure d'activité, de dimension, ou de contraste) (voir **Tableaux I et II**) sans détériorer le rapport signal-sur-bruit. Par exemple, l'usage d'une fenêtre 15 % par rapport à la fenêtre classique 20 % permet de réduire de plus de moitié l'erreur sur le nombre de photons estimés dans des ROIs pulmonaires ou dans la paroi VG. Cependant, le potentiel de cette approche reste limité pour 2 raisons : d'une part, l'utilisation d'une fenêtre plus étroite ne permet pas de mieux maîtriser le biais quantitatif persistant dans la mesure d'activité locale, et ce biais reste dépendant de la configuration. D'autre part, ces approches ne permettent en aucun cas d'éliminer la grande majorité des photons diffusés dans les régions froides, et il persiste une erreur non négligeable sur les rapports d'activité mesurés entre région chaude et région froide (le contraste entre région chaude et région froide reste sous-estimé de 8 % sur les images pulmonaires 10 %

et de plus de 15 % dans les coupes cardiaques reconstruites à partir des images 10 %). Une caractéristique importante des méthodes de fenêtrage est que, contrairement à toute méthode de soustraction des photons diffusés, elles ne détériorent pas le rapport signal-sur-bruit.

Méthodes de soustraction des photons diffusés.

Parmi les trois méthodes de soustraction du rayonnement diffusé illustrées, la méthode de Jaszczak, malgré sa simplicité et ses défauts théoriques [1,2], conduit aux résultats les plus satisfaisants pour les différents critères étudiés. L'erreur sur l'estimation de l'activité présente dans des régions actives reste inférieure à 10 % dans tous les cas (projections pulmonaires et coupes cardiaques reconstruites), par rapport à la valeur qui serait obtenue en absence de diffusion. Les erreurs sur les contrastes entre régions chaudes et régions froides sont inférieures à 5 %, car peu d'activité est estimée dans les régions froides (seulement 1 % des photons sont affectés à des régions froides dans les projections, tandis que l'activité mesurée dans la cavité VG est réduite d'un facteur 2 par rapport à sa valeur mesurée sur les images 20 %). Les techniques de segmentation par seuillage à 10 % ou 20 % de la valeur maximale dans l'objet à segmenter conduisent à des résultats très proches de ceux obtenus à partir des images des photons primaires. Il faut noter cependant la sous-estimation importante (17 %) du volume VG lorsqu'on utilise un seuillage à 50 %. Cette sous-estimation reflète le fait que les coups dans les images JAS ne sont pas placés exactement à l'endroit où se trouvent les photons primaires. Même si, globalement, le bon nombre d'événements est restauré, leur distribution spatiale reste approximative, avec des erreurs plus importantes au niveau des structures chaudes (structures conservées lorsqu'on utilise un seuil à 50 %) qu'au niveau de leur pourtour (correspondant aux régions examinées lorsqu'on considère des seuils à 10 % et 20 % respectivement). Ceci pourrait résulter du fait que la méthode de Jaszczak tend à ne pas enlever suffisamment de photons là où il y a de l'activité et à en enlever trop là où il n'y a pas d'activité [1,2]. Comme la soustraction d'un nombre de photons excessif est partiellement rectifiée par la mise à zéro des valeurs négatives dans les images résultantes, les principales erreurs dans les images JAS sont un trop grand nombre de photons dans les régions chaudes (tendance à une surestimation systématique de l'activité dans les régions pulmonaires, dans la paroi VG et dans le foie). Le seuil utilisé pour les techniques de segmentation présentées étant directement exprimé comme une fraction de la valeur maximale dans la structure considérée, cette valeur maximale étant surestimée, la valeur du seuil est trop élevée et le nombre de pixels conservés (i.e., dont la valeur est supérieure au seuil) est donc trop faible. Il en résulte une sous-estimation systématique de la taille des structures par rapport aux résultats qui seraient obtenus à partir des images primaires (sous-estimation de 17 % avec

un seuil à 50 %, et d'environ 5 % avec des seuils à 10 % ou 20 %).

Si toutes les méthodes de soustraction du diffusé conduisent à une amplification non négligeable du bruit dans les images, c'est pour la méthode de Jaszczak que cette amplification est la moins marquée. Cette amplification est due au fait que la variance des 2 quantités soustraites s'ajoute. Ce rehaussement du bruit ne doit pas être négligé car il a été récemment montré qu'il pouvait nuire à la détection des lésions [9]. En revanche, dans un objectif de quantification, et non pas de détection, les caractéristiques des images JAS en font une méthode préférable aux approches de fenêtrage.

Le principal inconvénient de la méthode TEW par rapport à la méthode de Jaszczak réside dans le niveau de bruit des images TEW. La variance locale des images est plus de 2 fois plus élevée dans les projections TEW que dans les projections 20 % ou primaires, et plus de 1,5 fois plus élevée dans les projections TEW que dans les projections JAS. Dans les coupes reconstruites, l'écart est moindre suite à l'effet du filtre de reconstruction, mais la variance reste significativement plus élevée dans les images TEW que dans les images JAS. Le niveau de bruit particulièrement élevé dans les images TEW provient de l'utilisation de fenêtres spectrométriques étroites (fenêtres de 2 à 4 keV) pour l'estimation de la distribution spatiale des photons diffusés dans la fenêtre 20 %. Pour remédier à cet inconvénient, il a été suggéré de lisser ces images [4,5], avant d'effectuer la pondération et la soustraction conduisant à l'image corrigée de la diffusion. Les effets de ce filtrage sur la précision quantitative de la méthode restent à étudier et, dans le cas du Tc-99m, la méthode de Jaszczak apparaît donc préférable à l'utilisation de TEW.

Les performances de la méthode CFI n'ont été évaluées que sur les projections pulmonaires et les résultats observés sont décevants. Une communication récente [10] a déjà mis en garde contre la forte variabilité des résultats obtenus en fonction du choix des paramètres utilisés pour le traitement. Dans l'état des connaissances actuelles, le manque de robustesse de cette méthode la rend peu recommandable.

Peu de travaux ont permis jusqu'à présent de déterminer précisément le rôle de la correction de la diffusion (indépendamment des rôles joués par les autres facteurs impliqués, tels que la reconstruction tomographique ou la correction d'atténuation) dans l'interprétation d'examen cliniques scintigraphiques [11-15]. La plupart de ces travaux démontrent le potentiel de la mise en oeuvre d'une méthode de correction de la diffusion, tant sur le plan qualitatif [11,12,14], que quantitatif [13,15]. En outre, des travaux sur simulations [16] suggèrent que la correction d'atténuation soit systématiquement associée à une correction de la diffusion pour éviter l'apparition d'artefacts dans les images corrigées de l'atténuation. Enfin, des études sur

fantômes [9] ont récemment mis en évidence l'importance de la correction de la diffusion pour l'amélioration des performances de détection de lésions, dans certaines configurations bien spécifiques telles que la mammoscintigraphie. L'évaluation clinique de l'impact de la correction de la diffusion reste donc un sujet à l'ordre du jour, qui devra préciser le rôle de cette correction pour l'interprétation qualitative et quantitative des examens.

6. Conclusion

Nous avons illustré l'impact de la diffusion et les conséquences de la mise en oeuvre de méthodes de correction de la diffusion sur des simulations de Monte Carlo représentatives de conditions cliniques relativement réalistes. Ces exemples montrent les limites des méthodes de fenêtrage, pour la quantification de l'activité régionale et la mesure de contraste. Parmi les méthodes de correction facilement disponibles pour le clinicien, la méthode de Jaszczak améliore significativement la précision de la quantification, et apparaît comme une méthode de choix pour des tâches de quantification. Cette amélioration de la précision quantitative des images s'accompagne d'une augmentation du niveau de bruit dans les images, augmentation qui peut s'avérer préjudiciable si on s'intéresse à des tâches de détection. Les méthodes TEW et CFI testées dans les mêmes configurations n'apparaissent pas préférables à la méthode de Jaszczak qui présente en outre l'avantage de la simplicité.

Références

1. Buvat I, Benali H, Todd-Pokropek A, Di Paola R. Scatter correction in scintigraphy: the state of the art. *Eur J Nucl Med* 1994;21: 675-694.
2. Buvat I, Benali H, Di Paola R. Correction de la diffusion en scintigraphie monophotonique. *Revue de l'ACOMEN* 1996;2: 196-209.
3. Jaszczak RJ, Floyd CE, Coleman RE. Scatter compensation techniques for SPECT. *IEEE Trans Nucl Sci* 1985;32: 786-793.

4. Ogawa K, Harata Y, Ichihara T, Kubo A, Hashimoto S. A practical method for position-dependent Compton-scattered correction in Single Photon Emission CT. *IEEE Trans Med Imaging* 1991;10: 408-412.
5. Ichihara T, Ogawa K, Motomura N, Kubo A, Hashimoto S. Compton scatter compensation using the triple-energy window method for single- and dual-isotope SPECT. *J Nucl Med* 1993;34: 2216-2221.
6. Maor D, Berlad G, Chrem Y, Voil A, Todd-Pokropek A. Klein-Nishina based energy factors for Compton free imaging (CFI) (abstract). *J Nucl Med* 1991;32: 1000.
7. Zubal IG, Harrell CR, Smith E. Computerized 3D segmented human anatomy. *Med Phys* 1994;21: 299-302.
8. Beck JW, Jaszczak RJ, Starmer CF. The effect of Compton scattering on quantitative SPECT imaging. *third world congress of nuclear medicine and biology* 1982;1: 1042-1045.
9. Buvat I, De Sousa MC, Di Paola M, Ricard M, Lumbroso J, Aubert B. The impact of scatter correction in planar scintimammography. *J Nucl Med* 1998 (sous presse).
10. Monville M, O'Connor MK. Optimization of acquisition and processing parameters in the Compton-free imaging (CFI) scatter correction technique. *J Nucl Med* 1997;38: 67P.
11. Collier BD, Palmer DW, Knobel J, Isitman AT, Hellman RS, Zielonka JS. Gamma camera energy for Tc^{99m} bone scintigraphy: effect of asymmetry on contrast resolution. *Radiology* 1984;151: 495-497.
12. Yanch JC, Irvine AT, Webb S, Flower MA. Deconvolution of emission tomographic data: a clinical evaluation. *Br J Radiol* 1988;61: 221-225.
13. Green AJ, Dewhurst SE, Begent RHJ, Bagshawe KD, Riggs SJ. Accurate quantification of ^{131}I distribution by gamma camera imaging. *Eur J Nucl Med* 1990;16: 361-365.
14. Bonnin F, Buvat I, Benali H, Di Paola R. A comparative clinical study of scatter correction methods for scintigraphic images. *Eur J Nucl Med* 1994;21: 388-393.
15. Iida H, Narita Y, Kado H, et al. Effects of scatter and attenuation correction on quantitative assessment of regional cerebral blood flow with SPECT. *J Nucl Med* 1998;39: 181-189.
16. King MA, Xia W, deVries DJ, et al. A Monte Carlo investigation of artifacts caused by liver uptake in single-photon emission computed tomography perfusion imaging with technetium 99m-labeled agents. *J Nucl Cardiol* 1996;3: 18-29.

Remerciements

Les auteurs remercient Yves Bizais et Véronique Baccarne du Laboratoire d'Analyse et de Traitement de l'Information Médicale à Brest pour avoir fourni les données pulmonaires simulées par la méthode de Monte Carlo.
