

IMPORTANCE RESPECTIVE DES DIFFÉRENTES CORRECTIONS PHYSIQUES EN SPECT

I. BUVAT¹, G. EL FAKHRI¹, M. PÉLÉGRINI¹, H. BENALI¹,
A. TODD-POKROPEK^{1,2} et R. DI PAOLA¹

¹U494 INSERM - CHU Pitié-Salpêtrière - Paris -

²Department of Medical Physics - University College London - London WC1E 6JA

1. Introduction

L'interprétation qualitative et quantitative des images de tomographie d'émission monophotonique (SPECT) est rendue difficile par des obstacles physiques bien identifiés, qui sont la diffusion et l'atténuation des photons émis par le radiotracer, la résolution spatiale limitée du détecteur, variant avec la distance objet-détecteur, et les imperfections de la reconstruction tomographique à partir d'un nombre limité de projections bruitées. A cela, s'ajoutent les problèmes de mouvements, physiologiques ou fortuits, du patient, dont les conséquences doivent également être considérées.

De nombreuses méthodes de correction de diffusion, d'atténuation, de prise en compte de la variation de la fonction de réponse du détecteur avec la profondeur, et de reconstruction tomographique ont été décrites dans la littérature dans les 20 dernières années. Quelques unes sont maintenant disponibles sur les caméras utilisées dans les services cliniques. Face aux différentes méthodes de traitement qu'il est possible d'utiliser, le clinicien est en droit de s'interroger sur la stratégie de traitement des données à mettre en oeuvre lorsqu'il réalise un examen. Faut-il corriger de l'atténuation ? Est-il utile de corriger de la diffusion si on ne corrige pas de l'atténuation ? Est-il bénéfique de corriger de l'atténuation sans corriger de la diffusion ? Est-il suffisant de corriger de l'atténuation et de la diffusion, ou doit-on aussi corriger de la fonction de réponse du détecteur variable avec la profondeur ? En mettant en oeuvre telle et telle corrections, quelles performances peut-on attendre concernant la qualité des images et leur contenu quantitatif ?

L'objet de ce travail est de tenter d'apporter des éléments de réponse à ces questions, pour permettre une utilisation plus rationnelle des méthodes de traitement actuellement disponibles, dans le but d'accroître la fiabilité des interprétations qualitatives des examens et de s'orienter, à terme, vers une interprétation davantage quantitative. De nombreuses études ont déjà été consacrées aux conséquences, qualitatives ou quantitatives, d'un effet ou d'une cor-

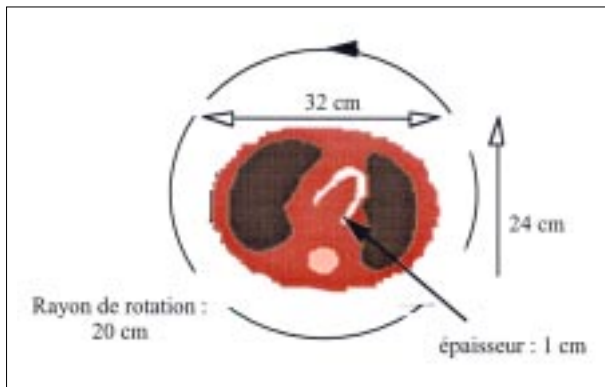
rection sur les images, voire de deux effets ou corrections. Cependant, il n'existe pas, à notre connaissance, de publication faisant état de l'importance respective des différents phénomènes affectant la quantification et par conséquent, de l'apport attendu des différentes corrections. Dans cet article, nous nous placerons dans une configuration bien spécifique de tomographie cardiaque (décrite au paragraphe 2.1), pour illustrer l'importance respective des différentes corrections pouvant être mises en oeuvre (paragraphe 2.2). Les résultats et leur généralisation seront discutés à la lumière de données publiées dans la littérature (paragraphe 3).

2. Matériel et méthodes

Pour illustrer les conséquences qualitatives et quantitatives des différents phénomènes affectant les images SPECT, nous considérons une configuration d'acquisition représentative d'une tomoscintigraphie cardiaque. Ce type d'examen représente en effet une part importante des examens réalisés en Médecine Nucléaire. En outre, il se prête particulièrement bien à l'étude des différents phénomènes dans toute leur complexité (atténuation non homogène dans la région thoracique, diffusion responsable en partie de l'activité cavitaire, effet de résolution spatiale affectant l'apparence de la paroi ventriculaire gauche (VG) et la détection de régions ischémiées). Pour étudier de façon la plus complète possible la justesse et la précision des corrections des différents phénomènes, il est nécessaire de connaître précisément la "vérité" sous-jacente aux données analysées. Ceci est rendu possible par la simulation de Monte Carlo, qui permet une modélisation fidèle des phénomènes intervenant dans l'obtention des images SPECT, tout en ayant une maîtrise complète des distributions d'activité et d'atténuation originales, ainsi que des histoires des photons émis et détectés lors de la formation des images. Dans ce paragraphe, nous présentons d'abord la configuration d'acquisition étudiée, puis les différentes corrections dont nous illustrerons les conséquences, avant de décrire les critères utilisés pour caractériser l'effet des différentes corrections.

2.1. Fantôme et configuration simulée

Un fantôme Data Spectrum cardiaque statique (Data-Spectrum, Chapel Hill, NC) a été considéré. Le fantôme était un cylindre de section elliptique (32 cm x 24 cm) représentant le thorax, incluant des compartiments correspondant au VG (paroi d'épaisseur constante de 1 cm), au foie (volume de 520 ml), aux poumons et à la colonne vertébrale. Pour obtenir une version numérique du fantôme, une acquisition par imagerie de résonance magnétique a été réalisée et a permis de segmenter les différents compartiments, dont les différentes densités ont été prises en compte dans la simulation de Monte Carlo. Les images segmentées ont été utilisées pour effectuer une simulation de Monte Carlo, en simulant des activités homogènes de Tc-99m dans le VG ($7,8 \cdot 10^{-2}$ MBq/ml) et dans le foie ($4,7 \cdot 10^{-2}$ MBq/ml). Une coupe axiale du fantôme numérique est représentée en **Figure 1**.



- FIGURE 1 -

Exemple de coupe transverse de la distribution d'activité simulée.

Une acquisition tomographique de 128 projections sur 360° (collimateur parallèle LEHR, rayon de rotation = 20 cm, taille des pixels de projection = 3,8 mm x 5 mm) a été simulée par la méthode de Monte Carlo, au moyen d'un code de simulation dérivé du code PHG (1, 2). Pour chaque projection, les événements simulés 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.

Pour étudier les caractéristiques que devraient présenter des images corrigées parfaitement de la diffusion et de l'atténuation, une simulation Monte Carlo du même fantôme a été effectuée en considérant exactement la même distribution d'activité, mais en simulant une propagation des photons dans l'air, plutôt que dans les milieux atténuants constituant le fantôme.

2.2. Corrections et méthodes de reconstruction mises en oeuvre

Nous avons étudié l'impact des corrections d'atténuation, de diffusion et de la variation de la réponse du collimateur avec la profondeur, en examinant l'évolution de différents critères (visuels ou quantitatifs), en fonction des corrections mises en oeuvre.

Pour corriger chaque phénomène, une ou plusieurs méthodes de correction ont été mises en oeuvre, afin de déterminer si, pour un phénomène particulier (atténuation par exemple), les résultats dépendent fortement de la méthode de correction utilisée. En outre, nous avons utilisé les atouts de la simulation de Monte Carlo pour obtenir les résultats qui correspondraient au cas où une (ou plusieurs) corrections seraient effectuées de façon idéale.

2.2.1. Correction de la diffusion

En plus des résultats correspondant aux données détectées dans la fenêtre 20% standard (images I20), nous présentons les résultats correspondant à deux méthodes de correction de la diffusion facilement disponibles en routine clinique : la méthode de soustraction de Jaszczak et la méthode de triple fenêtrage en énergie (TEW).

La soustraction de Jaszczak (3) a été utilisée en considérant la fenêtre usuelle 20% (126-154 keV) et la fenêtre Compton 91-122,5 keV. Le facteur de pondération classique $k=0,5$ a été utilisé.

La méthode TEW (4, 5) a été mise en oeuvre en considérant la fenêtre 126-154 keV comme fenêtre centrale et les fenêtres 122,5-126 keV et 150,5-154 keV comme fenêtres latérales.

Ces deux corrections de la diffusion introduisent généralement des valeurs négatives dans les images corrigées. Ces valeurs ne correspondant à aucune réalité physique, elles ont été systématiquement remplacées par zéro.

Pour obtenir les résultats attendus pour une correction de la diffusion idéale, nous avons considéré les images reconstruites à partir des seuls photons non diffusés (ou photons primaires), qu'il est possible d'identifier par la méthode de Monte Carlo.

2.2.2. Correction de la variation de la réponse du collimateur avec la profondeur

Une seule correction de la variation de la réponse du collimateur avec la profondeur (appelée abusivement correction de la réponse du collimateur dans la suite) a été mise en oeuvre, à savoir la méthode reposant sur le principe fréquence-distance (6). Cette méthode est un filtrage non stationnaire agissant sur les projections, avant la reconstruction. Pour la mettre en oeuvre, on doit disposer d'une table donnant la largeur à mi-hauteur de la fonction de dispersion ponctuelle du collimateur, en fonction de la dis-

tance entre la source et le collimateur. Les valeurs exactes de cette table ont été obtenues en simulant, par la méthode de Monte Carlo, des acquisitions de sources ponctuelles placées à différentes distances du collimateur et en déterminant, par régression linéaire, la relation linéaire entre largeur à mi-hauteur et distance au collimateur.

2.2.3. Méthodes de reconstruction tomographique

Deux méthodes de reconstruction tomographique ont été considérées : la rétroprojection filtrée et une méthode de reconstruction itérative par un algorithme de type gradient conjugué, reposant sur le résidu minimal (RM) (7).

La rétroprojection filtrée (RPF) a été effectuée en utilisant un filtre de Hann avec une fréquence de coupure de 0,5 pixel⁻¹.

L'algorithme RM (7) a été mis en oeuvre en utilisant un couple projecteur/rétroprojecteur tridimensionnel. Vingt itérations ont été effectuées, nombre pour lequel la convergence était atteinte, les caractéristiques des images n'évoluant pas sensiblement entre 15 et 50 itérations.

2.2.4. Correction de l'atténuation

Deux approches de correction d'atténuation ont été mises en oeuvre : la correction de l'atténuation par la méthode de Chang itérative (8, 9), utilisant une reconstruction par rétroprojection filtrée et la correction d'atténuation par la méthode RM (7).

Dans les deux cas, la carte exacte (connue puisque simulée) des coefficients d'atténuation à 140 keV a été considérée.

Lors de la correction par la méthode de Chang, une seule itération a été effectuée. La rétroprojection filtrée a été effectuée en utilisant un filtre de Hann de fréquence de coupure 0,5 pixel⁻¹.

Pour la correction de l'atténuation intégrée à la reconstruction par la méthode RM, un couple projecteur/rétroprojecteur asymétrique a été utilisé, le phénomène d'atténuation n'étant modélisé que dans le projecteur. L'utilisation d'un couple projecteur/rétroprojecteur asymétrique présente comme principal avantage une réduction sensible des temps de calcul (7). Vingt itérations ont été effectuées.

Pour comparer les performances des méthodes de correction de l'atténuation à celles qu'aurait une méthode de correction de l'atténuation idéale, nous avons considéré les données simulées en l'absence de milieu atténuant et reconstruites par rétroprojection filtrée (filtre de Hann de 0,5 pixel⁻¹ de fréquence de coupure). Notons que la méthode itérative RM sans correction de l'atténuation est identique à une RPF avec filtrage de Hann.

L'image correspondant à des corrections de diffusion, d'atténuation et de réponse du collimateur idéale a été obtenue en convoluant la distribution d'activité originale avec

une fonction gaussienne bidimensionnelle de largeur à mi-hauteur égale à 6,6 cm, qui représente la largeur à mi-hauteur de la fonction de réponse au contact du collimateur.

2.2.5. Combinaisons de corrections

Les corrections ou combinaisons de corrections suivantes ont été réalisées :

- correction de l'atténuation uniquement,
- correction de la diffusion uniquement,
- correction de la diffusion suivie d'une correction de l'atténuation,
- correction de la réponse du collimateur suivie d'une correction de l'atténuation,
- corrections de la diffusion, de la réponse du collimateur et de l'atténuation.

2.3. Critères d'évaluation utilisés

Pour étudier les résultats des différents protocoles de traitement, en plus de l'examen visuel des images reconstruites, nous avons considéré plusieurs critères liés au contraste dans les images, à la résolution spatiale, au rapport signal-sur-bruit, à l'uniformité de la distribution d'activité estimée dans la paroi VG d'activité idéalement uniforme et à la mesure de l'activité absolue dans la paroi VG et dans une région hépatique.

Pour calculer les différents indices, les coupes transverses reconstruites ont été réorientées en 20 coupes petit axe d'environ 5 mm d'épaisseur. Des cartes polaires d'activité ont également été déduites de ces coupes petit axe.

2.3.1. Contraste

Le contraste entre paroi VG (région chaude) et cavité VG (région froide) a été caractérisé en calculant l'activité moyenne m1 dans une région 3D (1163 voxels) interne à la paroi simulée (2163 voxels) et l'activité moyenne m2 dans une région 3D (1004 voxels) interne à la cavité VG (2094 voxels). La valeur du contraste a été déduite par $100 \times (m1 - m2) / (m1 + m2)$. La cavité VG ne contenant théoriquement pas d'activité, la valeur idéale de contraste était 100%.

2.3.2. Uniformité de la distribution d'activité dans la paroi VG

Pour chaque volume reconstruit, la carte polaire a été divisée en 9 régions (apicale, latérale, antérieure, septale, inférieure, inférobasale, latérobasale, antérobasale et septobasale). Dans chaque région, la valeur moyenne de l'activité a été calculée et l'ensemble des 9 valeurs résultantes a été normalisé par un même facteur de sorte que la valeur maximale soit égale à 100. La valeur moyenne des 9 valeurs ainsi normalisées constitue un indice d'uniformité de la

distribution d'activité dans la paroi VG (appelée uniformité de la carte polaire dans la suite). La distribution d'activité simulée dans la paroi VG étant uniforme, idéalement, cet indice devrait avoir une valeur de 100 %.

2.3.3. Résolution spatiale

Pour définir un indice caractérisant la résolution spatiale dans les images qui soit relativement indépendant des biais introduits par l'atténuation et la diffusion, chaque volume VG reconstruit a été d'abord normalisé par un facteur spécifique tel que l'activité totale dans le volume VG reconstruit soit identique à l'activité totale dans le volume VG simulé. Chaque coupe petit axe a été divisée en 16 secteurs et les profils d'activité correspondant à chaque secteur ont été calculés. Connaissant le profil d'activité théorique, le profil d'activité observé pour une résolution spatiale donnée peut être obtenu par convolution du profil théorique avec une gaussienne de largeur à mi-hauteur correspondant à la résolution spatiale considérée. Pour chaque secteur, une procédure d'optimisation a été utilisée pour déterminer la largeur à mi-hauteur de la gaussienne minimisant l'écart quadratique entre le profil d'activité observé et le profil d'activité résultant du modèle de convolution. La valeur moyenne de l'ensemble des largeurs à mi-hauteur calculées pour les différents secteurs constitue un indice lié à la résolution spatiale dans la région VG. Cet indice a été comparé à la largeur à mi-hauteur de la gaussienne caractérisant la fonction de dispersion ponctuelle au contact du collimateur, égale à 6,6 mm.

2.3.4. Rapport signal-sur-bruit

Pour définir un indice qui soit fonction du rapport signal-sur-bruit, une région d'intérêt 3D de 1087 voxels a été tracée dans le volume hépatique reconstruit (7386 voxels au total). Quelles que soient les méthodes de reconstruction et de correction mises en oeuvre, un test de Kolmogorov-Smirnov a montré que les valeurs des voxels étaient toujours compatibles avec des distributions gaussiennes. Le rapport signal-sur-bruit a donc été défini par le rapport moyenne/écart-type des valeurs des voxels dans la région d'intérêt hépatique. La valeur idéale du rapport signal-sur-bruit a été définie égale à $N/\sqrt{N} = 15$, où N représente le nombre moyen d'événements dans le volume hépatique.

2.3.5. Mesure de l'activité absolue

La précision avec laquelle on peut estimer l'activité régionale a été déterminée dans la paroi VG et dans une région hépatique. Pour connaître l'erreur d'estimation de l'activité dans la paroi VG par rapport à l'activité simulée, l'erreur d'estimation de l'activité dans chacune des 9 régions de la carte polaire a été calculée et l'erreur moyenne a été déduite. L'erreur d'estimation de l'activité dans la région

hépatique a été déterminée en considérant une région hépatique 3D de 1087 voxels, dans laquelle l'activité moyenne mesurée a été comparée à l'activité effectivement simulée. Idéalement, ces erreurs devraient être nulles.

3. Résultats et discussion

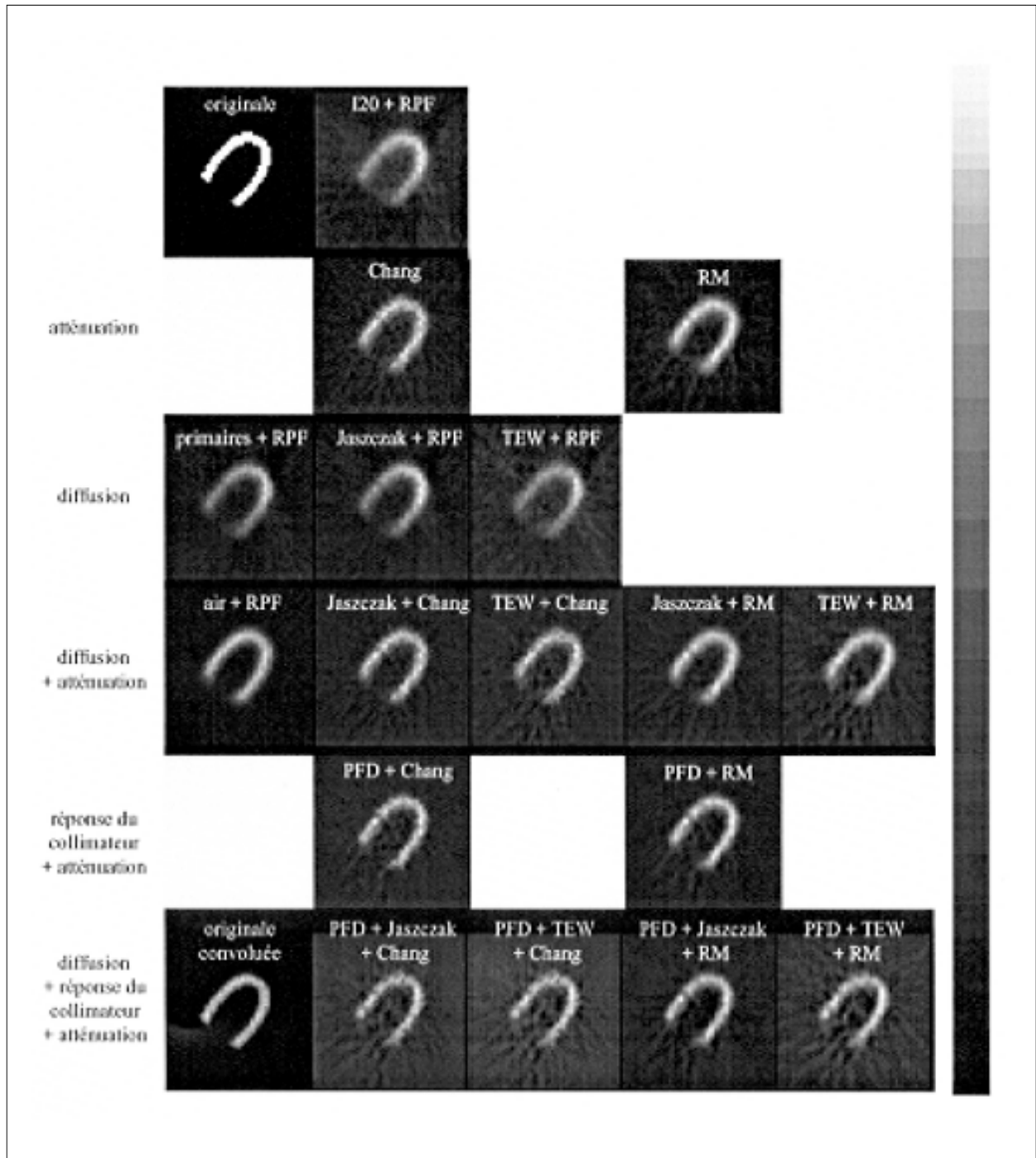
Les coupes transverses obtenues en mettant en oeuvre différentes corrections ou combinaisons de correction sont présentées en **Figure 2**. Les valeurs des différents indices mesurés à partir des images pour les différentes configurations sont présentées dans le **Tableau I**.

Lorsque l'on reconstruit les images sans aucune correction (I20+RPF), le contraste entre paroi et cavité VG est largement sous-estimé (égal à 60 %). La carte polaire est loin d'être uniforme (indice d'uniformité égal à 78 %). L'indice de résolution spatiale vaut 13,3 mm. La valeur du rapport signal-sur-bruit dans les images est de 4,66. Moins de 9 % de l'activité originale est restaurée dans la paroi VG et moins de 15 % dans le foie. Nous examinons ci-dessous l'effet des corrections sur ces différents indices.

3.1. Contraste

La correction d'atténuation seule n'améliore pas le contraste entre la paroi et la cavité VG dans la configuration étudiée. Ceci s'explique par le fait que ces deux régions sont très proches spatialement et sont donc affectées de façon relativement similaire par l'atténuation. A contrario, la correction de diffusion améliore significativement le contraste (d'environ 10 %), même en l'absence de correction de l'atténuation. Autrement dit, pour certaines applications où la quantification absolue n'est pas recherchée, effectuer uniquement une correction de la diffusion peut avoir un intérêt pour obtenir un rehaussement de contraste (pour la détection de lésions par exemple). Dans notre exemple, une correction de la diffusion parfaite permettrait d'obtenir un contraste de 73 % et les corrections de la diffusion actuellement disponibles permettent d'obtenir des contrastes voisins de 70 % (au lieu de 60 % sans correction). Associer une correction de l'atténuation à la correction de la diffusion ne dégrade pas le contraste : les valeurs de contraste mesurées après correction de diffusion et d'atténuation sont toujours supérieures ou égales aux valeurs mesurées en effectuant uniquement l'une ou l'autre de ces deux corrections.

La correction de la réponse du collimateur peut également être déterminante pour l'amélioration du contraste. Alors que la correction de l'atténuation seule ne modifie pas sensiblement le contraste, celui-ci est compris entre 75 % et 80 % lorsqu'on lui associe une correction de réponse du



- FIGURE 2 -

Coupes transverses obtenues en fonction des corrections mises en oeuvre.

I20 = image 20%; RPF = rétroprojection filtrée; RM = reconstruction par l'algorithme reposant sur le résidu minimal;

TEW : correction de la diffusion par la méthode de triple fenêtrage en énergie; PFD = principe fréquence-distance.

Chaque image est représentée en fonction de sa propre valeur maximale, ce qui masque les différences concernant la quantification absolue.

- TABLEAU I -

Phénomènes corrigés	Corrections mises en oeuvre	Contraste (%)	Uniformité de la carte polaire (%)	Résolution spatiale (mm)	Critères		
					Rapport signal-sur-bruit dans le foie	Erreur d'estimation de l'activité dans le VG (%)	Erreur d'estimation de l'activité dans le foie (%)
Aucun		60	78,0±13,8	13,3±1,1	4,7	-91,8±1,5	-85,7±2,5
Atténuation	I20 + Chang	61	87,8±9,5	13,2±0,9	4,8	-14,5±10	23,8±3,2
	I20 + RM	63	89,0±7,1	13,1±0,9	5,1	-21,7±4,8	15,7±2,4
Diffusion	Idéale (primaires + RPF)	73	79,3±14,3	13,1±1,0	4,3	-93,2±2,0	-89,1±2,2
	Jaszczak + RPF	69	79,1±15,4	13,0±1,7	4,3	-92,8±2,5	-87,8±3,6
	TEW + RPF	68	79,8±14,5	13,1±1,5	3,9	-93,6±2,3	-89,6±3,4
Diffusion + Atténuation	Idéale (air)	90	95,6±3,0	12,6±0,9	7,9	-34,4±1,8	-5,0±2,1
	D idéale (primaires) + Chang	73	92,6±5,7	12,6±1,0	4,4	-28,4±3,7	-5,4±2,9
	D idéale (primaires) + RM	77	94,6±4,3	12,5±1,0	4,8	-34,4±4,5	-6,3±2,7
	Jaszczak + Chang	70	88,8±9,8	12,5±0,9	4,2	-25,1±14,5	3,6±3,0
	Jaszczak + RM	73	91,3±6,6	12,4±0,8	4,2	-31,4±5,3	-3,4±2,9
	TEW + Chang	69	94,1±4,3	12,6±1,2	3,3	-29,2±3,1	-6,4±3,1
	TEW + RM	72	93,8±5,3	12,5±1,1	3,2	-35,5±3,7	-8,2±3,1
Réponse du collimateur + Atténuation	I20 + PFD + Chang	75	85,8±10,3	9,2±1,4	3,1	2,2±13,3	26,4±3,7
	I20 + PFD + RM	78	95,2±3,0	9,1±1,3	3,2	-6,6±2,1	18,3±4,1
Diffusion + Réponse du collimateur + Atténuation	Idéale (original convoluée)	94	94,4±3,8	6,6	14,4	-8,2±3,8	-1,7±1,9
	PFD + Jaszczak + Chang	80	85,9±10,8	9,3±1,5	2,3	-13,3±12,1	5,6±3,2
	PFD + Jaszczak + RM	89	94,6±4,1	9,2±1,4	2,6	-18,1±3,8	-2,2±2,7
	PFD + TEW + Chang	87	95,9±3,6	9,6±1,5	2,1	-16,2±7,2	3,2±4,1
	PFD + TEW + RM	88	96,2±2,9	9,5±1,4	2,3	-22,3±2,7	-4,0±3,7
Tous	Idéale	100	100	6,6	15	0	0

collimateur. Ceci résulte de l'amélioration de la résolution spatiale consécutive à une mise en oeuvre d'une correction de réponse du collimateur. Compte tenu de la proximité des deux régions à partir desquelles est calculé le contraste, l'amélioration de la résolution spatiale affecte directement la valeur du contraste. Cependant, effectuer uniquement une correction de la réponse du collimateur, en plus de la correction de l'atténuation, ne permet pas d'obtenir le contraste optimal. La meilleure façon d'obtenir des images présentant le contraste le plus proche de 100 % est d'associer les trois corrections : diffusion, réponse du collimateur et atténuation. On peut ainsi espérer restaurer un contraste voisin de 90 %, alors que l'usage de deux seulement de ces corrections ne permet pas de restaurer plus de 80 % du contraste.

D'autres résultats obtenus dans des configurations différentes (fantômes cardiaque et elliptique, reconstructions par une méthode itérative et par une méthode ML-EM), confirment l'impact négligeable de la correction de l'atténuation seule sur le contraste (10, 11) et le rehaussement de contraste consécutif à l'association d'une correction d'atténuation et de diffusion (10-12). Ces auteurs rapportent également des rehaussements de contraste substantiels consécutifs à l'ajout d'une correction de la réponse du collimateur aux deux corrections de diffusion et d'atténuation (10, 12).

3.2. Uniformité de la distribution d'activité dans la paroi VG

Le contraste quantifie la potentialité de distinguer des régions d'activités différentes et est donc un indice de quantification relative. De même, l'indice d'uniformité de la carte polaire tel que nous l'avons défini est un indice lié à la quantification relative, mais entre régions d'activités identiques.

Dans notre configuration, la correction d'atténuation apparaît fondamentale pour restaurer en partie l'uniformité de la carte polaire, qui passe de moins de 80% sans correction à presque 90 % avec. La correction de diffusion seule ne permet pas d'améliorer l'uniformité mais, en revanche, combinée à la correction d'atténuation, elle permet d'obtenir des valeurs d'uniformité légèrement supérieures (uniformité supérieure à 90 %) à celles obtenues avec la seule correction d'atténuation. A l'exception des résultats obtenus en mettant en oeuvre la correction d'atténuation par la méthode de Chang, la correction de la réponse du collimateur tend à amplifier les améliorations d'uniformité observées sans elle. En combinant les 3 corrections, l'uniformité devient voisine de 95 %. On peut en conclure que la correction d'atténuation est la correction déterminante pour restaurer l'uniformité de la distribution d'activité dans une région présentant une activité uniforme, mais que lui asso-

cié des corrections de diffusion et de réponse du collimateur ne dégrade pas l'uniformité.

3.3. Résolution spatiale

L'obtention d'images présentant une bonne résolution spatiale est essentielle lors de la recherche de petites structures. Dans la configuration que nous avons étudiée, la correction déterminante pour améliorer la résolution spatiale dans les images est la correction de la réponse du collimateur. Les corrections d'atténuation seule ou de diffusion seule ont un effet négligeable sur l'indice de résolution spatiale considéré ici. L'association d'une correction d'atténuation à une correction de la diffusion ne permet de réduire l'indice de résolution spatiale considéré que d'environ 1,5 mm. En revanche, la combinaison d'une correction de la réponse du collimateur avec une correction d'atténuation améliore la résolution spatiale d'environ 4 mm. L'ajout d'une correction de la diffusion aux corrections d'atténuation et de réponse du collimateur ne permet pas d'améliorer davantage la résolution spatiale. Ces résultats indiquent que lorsque la résolution spatiale est un élément déterminant pour l'examen pratiqué, la mise en oeuvre d'une correction de la réponse du collimateur peut fortement améliorer la qualité des images et la précision avec laquelle des mesures de dimensions sont effectuées. L'amélioration de la résolution spatiale dans les images entraîne aussi une réduction de l'effet de volume partiel (au sens réduction de l'activité apparente due à la dispersion résultant de la fonction de réponse du système), et accroît donc la justesse de l'ensemble des paramètres (distance, activité) qui peuvent être extraits des images.

3.4. Rapport signal-sur-bruit

L'indice de rapport signal-sur-bruit utilisé dans ce travail quantifie à la fois le bruit de haute fréquence présent dans les images, et aussi le bruit de plus basse fréquence, dû à la corrélation du signal entre pixels voisins. Dans la simulation sans milieu atténuant, ce rapport vaut 7,9. La correction d'atténuation ne réduit pas le rapport signal-sur-bruit. En revanche, les corrections de la diffusion mises en oeuvre, qui éliminent les photons diffusés, et même la correction idéale qui consiste à ne considérer que les photons primaires, réduisent ce rapport. Ce phénomène a déjà été décrit (e.g., 11) et est incontournable. Lorsque le rapport signal-sur-bruit est un paramètre critique, il est donc important de considérer la diminution du rapport signal-sur-bruit consécutive à la mise en oeuvre d'une correction de la diffusion soustrayant des photons diffusés. De même, la correction de la réponse du collimateur par la méthode reposant sur le principe fréquence-distance réduit le rapport signal-sur-bruit. Cette méthode opère en effet comme un filtrage inverse qui tend à amplifier les hautes fréquences. Lors de la mise en oeuvre de cette méthode, il est donc

impératif de contrôler l'amplification de ces hautes fréquences (par un paramètre analogue à une fréquence de coupure) pour conserver des images présentant un rapport signal-sur-bruit acceptable. La mise en oeuvre d'une correction de la réponse du collimateur ne conduit pas forcément en une diminution du rapport signal-sur-bruit. Une approche de correction alternative, consistant à modéliser l'effet de la réponse du collimateur dans l'opérateur de projection, permet en particulier de ne pas dégrader le rapport signal-sur-bruit, voire de l'améliorer (11).

3.5. Mesure de l'activité

La fiabilité de la mesure de l'activité dans une région dépend fortement de sa taille. Dans la région hépatique de grande taille, les phénomènes biaisant la mesure de l'activité absolue sont essentiellement l'atténuation et la diffusion, puisque pour la simulation sans milieu atténuant (et donc sans diffusion), l'activité hépatique est estimée avec une erreur de 5 % seulement. Ce sont les résultats optimaux que l'on peut espérer obtenir en utilisant des méthodes performantes de correction de l'atténuation et de la diffusion. En pratique, de simples corrections d'atténuation et de diffusion permettent d'estimer l'activité avec une erreur toujours inférieure à 10 %, dans les grandes régions. Utiliser uniquement une correction de l'atténuation dans ces régions entraîne une surestimation de l'activité de plus de 15%. Il faut donc nécessairement associer une correction de la diffusion à la correction d'atténuation pour obtenir une quantification absolue précise. En plus des corrections d'atténuation et de diffusion, la correction de la réponse du détecteur réduit légèrement les erreurs de quantification et permet d'estimer l'activité avec une erreur de l'ordre de 5 %.

Si on souhaite mesurer l'activité dans une région de petite taille (ici, la paroi ventriculaire gauche d'épaisseur égale à 1 cm), les corrections de la diffusion et de l'atténuation ne suffisent plus à obtenir une estimation précise. En effet, l'activité de la paroi VG reste sous-estimée de plus de 30 % dans les images reconstruites à partir des données simulées sans milieu atténuant. Cette sous-estimation est liée à la résolution spatiale limitée dans les images, responsable de l'effet de volume partiel. L'effet de volume partiel étant d'autant plus pénalisant que la résolution spatiale est mauvaise, la mise en oeuvre d'une correction de la réponse du collimateur, en améliorant la résolution spatiale dans les images (d'environ 4 mm), améliore de fait la précision des mesures d'activité. En combinant les trois corrections, l'activité dans la paroi VG est sous-estimée d'environ 15 %, au lieu de plus de 30 % en corrigeant uniquement de l'atténuation et de la diffusion. L'erreur de 15 % est compatible avec l'erreur attendue lorsque l'on estime l'activité dans une structure de 1 cm avec une résolution spatiale de l'ordre de 9 mm (13). Un résultat paradoxal concerne l'appa-

rente précision avec laquelle l'activité dans la paroi VG est mesurée en effectuant uniquement des corrections d'atténuation de réponse du collimateur (erreurs voisines de 5 %). Cette précision fortuite est due au fait que dans cette configuration, la sous-estimation de l'activité résultant de l'effet de volume partiel (environ 15 %) est compensée par la surestimation de l'activité causée par la présence de photons diffusés. De façon générale, la combinaison des corrections d'atténuation et de la réponse du collimateur ne permet pas d'effectuer des mesures fiables de l'activité absolue dans les régions de petite taille.

Pour estimer de façon fiable l'activité présente dans des structures de petite taille, il est donc indispensable d'associer une prise en compte de l'effet de volume partiel aux trois corrections (atténuation, diffusion, réponse du collimateur). D'autres auteurs sont arrivés à des conclusions analogues dans des configurations très différentes. Par exemple, dans une étude à l'I-123 avec correction de la réponse du collimateur, de la diffusion et de l'atténuation (14), l'activité estimée au sein de sphères de volume variant entre 3,4 et 21,5 ml s'est avérée sous-estimée de 15 à 25 %.

Concernant la quantification absolue, nous nous sommes intéressés uniquement à la mesure d'activité et non à la mesure de dimensions. L'étude de l'impact de différentes corrections sur la mesure du volume de la thyroïde (15) a montré que pour des volumes variant de 18 ml à 80 ml, l'erreur d'estimation du volume était de 21 ± 2 % sans correction, de 16 ± 2 % avec correction d'atténuation et de 7 ± 1 % avec correction d'atténuation et de diffusion. Ces résultats, qui dépendent de la méthode mise en oeuvre pour mesurer le volume (méthode de seuillage en l'occurrence), illustrent cependant la nécessité d'associer impérativement une correction de diffusion à une correction d'atténuation pour estimer des dimensions le plus correctement possible.

3.6. Comparaison des performances des différentes méthodes

Les résultats présentés dans le **Tableau I** permettent aussi de déterminer si les résultats obtenus avec les méthodes de correction actuellement disponibles varient fortement en fonction de la méthode de correction mise en oeuvre, et s'ils sont loin de ceux que l'on pourrait escompter si on disposait de corrections parfaites.

Les résultats obtenus avec les deux approches de correction de l'atténuation mises en oeuvre sont voisins, excepté pour la quantification d'activité absolue et le rapport signal-sur-bruit. La comparaison des résultats obtenus en associant une correction de la diffusion idéale et une correction de l'atténuation par la méthode de Chang

ou par RM (primaires + Chang ou primaires + RM) avec les résultats obtenus pour des corrections idéales de la diffusion et de l'atténuation (air) montre que l'erreur d'estimation de l'activité dans la paroi VG est plus proche de celle observée pour les corrections idéales avec la correction de l'atténuation par la méthode RM qu'avec la méthode de Chang. Le choix d'une correction d'atténuation spécifique n'est donc pas anodin, tout particulièrement lorsque l'on s'intéresse à la quantification d'activité absolue.

Les deux méthodes de correction de la diffusion mises en oeuvre conduisent à des performances voisines, sauf pour le rapport signal-sur-bruit. Celui-ci est systématiquement et sensiblement inférieur avec l'approche TEW qu'avec la soustraction de Jaszczak. D'autres études ont également mis en évidence la nature particulièrement bruitée des images issues d'une correction de la diffusion par TEW (16, 17). Par ailleurs, les caractéristiques des images issues des deux méthodes de correction de la diffusion utilisées sont proches de celles que l'on obtiendrait en considérant uniquement les photons primaires, ce qui indique que, au moins pour les critères considérés dans cette étude, les performances des méthodes de correction de la diffusion mises en oeuvre sont relativement satisfaisantes.

Les performances obtenues en combinant les corrections de la diffusion et de l'atténuation sont sous-optimales par rapport aux résultats qu'on obtiendrait en l'absence de ces 2 phénomènes, surtout concernant la restauration de contraste (contraste voisin de 70 % au lieu de 90 % dans le cas idéal) et le rapport signal-sur-bruit. Les combinaisons de corrections de diffusion et d'atténuation que nous avons testées ne permettent donc pas d'obtenir des résultats aussi bons que ceux qui seraient obtenus si l'on pouvait complètement s'affranchir de ces deux phénomènes.

Concernant la correction de la réponse du collimateur, les performances de la méthode reposant sur le principe fréquence-distance peuvent uniquement être évaluées de façon indirecte à partir de nos résultats. L'approche n'est certainement pas idéale puisqu'elle ne restaure pas la résolution spatiale mesurée au contact du collimateur (6,6 mm). Cependant, son effet sur la résolution spatiale dans les images est indéniablement favorable (amélioration de 4 mm).

3.7. Effets non simulés

La configuration que nous avons utilisée ici pour évaluer l'impact des différentes corrections sur les caractéristiques des images ignore plusieurs phénomènes importants, qui peuvent aussi affecter les résultats obtenus, en particulier les problèmes de mouvement (flou cinétique causé par les battements cardiaques et la respiration, défaut de contraction en imagerie cardiaque), l'activité parasite non spécifique et la connaissance imparfaite de la carte des coeffi-

cients d'atténuation utilisée pour la correction de l'atténuation.

3.7.1. Mouvement

L'impact du mouvement est bien souvent ignoré. Son effet sur les caractéristiques qualitatives et quantitatives des images mériterait d'être plus précisément connu. Quelques études seulement y ont été consacrées.

Les travaux de Eisner et al. sur des chiens (18) ont montré que des défauts de contraction (sans altération de la perfusion) pouvaient résulter en d'apparents défauts de perfusion non négligeables, dans les études synchronisées à l'électrocardiogramme. Ceci est une conséquence directe de l'effet de volume partiel qui, dans les structures de petites tailles, rend le résultat de la mesure de l'intensité du signal fortement dépendante de la taille de la structure et de la résolution spatiale dans l'image (13). Pour une même activité dans la paroi VG, les défauts de contraction se traduisent par une paroi d'épaisseur localement variable et la restauration d'activité dans les régions correspondant à des parois d'épaisseurs variables est différente.

Le mouvement peut aussi être responsable d'un décalage entre les données en émission et la carte des coefficients d'atténuation utilisée pour la correction d'atténuation. Il a été récemment montré que l'effet d'un tel décalage n'est pas négligeable en tomographie cardiaque (19, 20) : un décalage de 7 mm produit une modification de l'activité régionale pouvant aller jusqu'à 17% dans la région septale. Des décalages de l'ordre de 2 ou 3 cm peuvent entraîner des inhomogénéités de la distribution d'activité VG (et donc de la carte polaire) comparables à celles observées en l'absence de correction d'atténuation. L'impact exact des décalages sur l'ensemble des paramètres que nous avons considérés reste à étudier.

3.7.2. Activité parasite

Dans le fantôme considéré dans ce travail, nous avons négligé la présence d'activité parasite (non spécifique), en supposant l'activité exclusivement concentrée dans la paroi VG et dans le foie. Nous avons également considéré une distribution d'activité uniforme dans la paroi VG et une concentration d'activité hépatique relativement faible par rapport à la concentration présente dans la paroi VG. L'activité parasite liée à la fixation non spécifique du traceur affecte à la fois la qualité des images et les mesures effectuées à partir des images. Par exemple, King et al. (21) ont montré que la présence d'une activité hépatique avec un rapport de concentration foie/paroi ventriculaire égal à 2 introduisait des modifications de l'ordre de 10 % du nombre d'événements dans les cartes polaires d'activité.

3.7.3. Carte d'atténuation estimée

La mise en oeuvre d'une correction d'atténuation non uniforme requiert la mesure de la carte des coefficients

d'atténuation. Dans nos expériences, nous avons supposé la carte d'atténuation parfaitement connue. En pratique, celle-ci est généralement estimée à partir d'une acquisition en transmission, après reconstruction tomographique. Pour des fantômes numériques cardiaques mimant des examens au Tl-201, il a été montré que la résolution spatiale de la carte d'atténuation n'affectait que très faiblement l'homogénéité de la carte polaire (variations de l'indice d'uniformité, tel que nous l'avons défini, inférieures à 5 % après convolution de la carte d'atténuation idéale par une gaussienne de largeur à mi-hauteur égale à 4,7 cm) (22).

Lorsque les coefficients d'atténuation sont mesurés au moyen d'un radioélément d'énergie différente de celle du radiotracer, une mise à l'échelle erronée des coefficients d'atténuation pourrait également affecter l'homogénéité de la carte polaire. Toujours dans des études de fantômes numériques cardiaques au Tl-201 (22), l'erreur ainsi introduite s'est révélée négligeable puisqu'une surestimation ou une sous-estimation de 30 % de l'ensemble des valeurs du coefficient d'atténuation a produit des modifications de l'indice d'uniformité de la carte polaire, tel que nous l'avons défini, inférieures à 3 %.

L'effet du choix de la carte d'atténuation a également été étudié dans le contexte d'acquisitions cérébrales (23, 24). Lorsqu'on effectue uniquement une correction d'atténuation, les modifications des valeurs des coefficients d'atténuation utilisées conduisent à des différences de l'ordre de 5 % dans la mesure locale du pourcentage de dose injectée pour des études cérébrales à l'I-123 (24). En combinant corrections de diffusion et d'atténuation, les différences maximales observées dans la mesure du flux sanguin cérébral régional sont de l'ordre de 10 %, suivant la nature des cartes d'atténuation utilisées (23).

Conclusion

Les différents effets physiques affectant l'imagerie SPECT ont des conséquences diverses (introduction de biais quantitatifs, détérioration du contraste, dégradation de la résolution spatiale) sur les caractéristiques des images reconstruites. Même si, idéalement, l'ensemble des phénomènes à l'origine de biais ou de distorsions devraient être corrigés, nous avons montré que certaines corrections s'avèrent prioritaires en fonction de l'objectif poursuivi : mesure de l'activité absolue, restauration de contraste pour augmenter la probabilité de détection des lésions, haute résolution spatiale pour une meilleure délimitation des structures. Il ressort en outre de notre travail que des corrections actuellement disponibles sont efficaces et permettent d'approcher les résultats que l'on obtiendrait si l'on disposait de corrections idéales. Cependant, nous avons mis en évidence des variabilités parfois non négligeables entre les résultats issus de différentes méthodes. Ceci souligne l'importance de la validation d'une méthode de cor-

rection particulière dans le contexte (protocole d'étude) où l'on souhaite la mettre en oeuvre, afin de déterminer précisément son effet et son intérêt.

Références bibliographiques

- Harrison R.L., Vannoy S.D., Haynor D.R. et al. Preliminary experience with the photon history generator module of a public domain simulation system for emission tomography. *Conf. Rec. Nucl. Sci. Symp.* 1993; 2 : 1154-1158.
- El Fakhri G. Evaluation pour la quantification en tomographie d'émission monophotonique. *Thèse de l'Université de Paris XI. Spécialité Imagerie Médicale.* 1998.
- Jaszczak R.J., Floyd C.E. and Coleman R.E. Scatter compensation techniques for SPECT. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 1985; 32 : 786-793.
- Ogawa K., Harata Y., Ichihara T. et al. A practical method for position-dependent Compton-scattered correction in Single Photon Emission CT. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 1991; 10 : 408-412.
- Ichihara T., Ogawa K., Motomura N. et al. Compton scatter compensation using the triple-energy window method for single- and dual-isotope SPECT. *J. Nucl. Med.* 1993; 34 : 2216-2221.
- Lewitt R.M., Edholm P.R. and Xia W. Fourier method for correction of depth-dependent collimator blurring. *SPIE.* 1989; 1092 : 232-243.
- La V., Grangeat P., Iovleff S. et al. The use of the least squares minimal residual algorithm for fast and regularized attenuation compensation in SPECT. *Conf. Rec. 1996 IEEE Nucl. Sci. Symp. Med. Imaging Conf.* 1996; 3 : 1658-1662.
- Chang L.T. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 1978; 25 : 638-643.
- Faber T.L., Lewis M.H., Corbett J.R. et al. Attenuation correction for SPECT: an evaluation of hybrid approaches. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 1984; MI-3 : 101-107.
- Liang Z., Turkington T.G., Gilland D.R. et al. Simultaneous compensation for attenuation, scatter and detector response for SPECT reconstruction in three dimensions. *Phys. Med. Biol.* 1992; 37 : 587-603.
- Liang Z. Compensation for attenuation, scatter, and detector response in SPECT reconstruction via iterative FBP methods. *Med. Phys.* 1993; 20 : 1097-1106.
- Kamphuis C., Beekman F.J., van Rijk P.P. et al. Dual matrix ordered subsets reconstruction for accelerated 3D scatter compensation in single-photon emission tomography. *Eur. J. Nucl. Med.* 1998; 25 : 8-18.
- Buvat I., Bartlett M.L., Kitsiou A.N. et al. A "hybrid" method for measuring myocardial wall thickening from gated PET/SPECT images. *J. Nucl. Med.* 1997; 38 : 324-329.
- Gilland D.R., Jaszczak R.J., Turkington T.G. et al. Volume and activity quantitation with Iodine-123 SPECT. *J. Nucl. Med.* 1994; 35 : 1707-1713.
- Zaidi H. Comparative methods for quantifying thyroid volume using planar imaging and SPECT. *J. Nucl. Med.* 1996; 37 : 1421-1426.
- Buvat I., Rodriguez-Villafuerte M., Todd-Pokropek A. et al. Comparative assessment of nine scatter correction methods based on spectral analysis using Monte Carlo simulations. *J. Nucl. Med.* 1995; 36 : 1476-1488.
- Narita Y., Eberl S., Iida H. et al. Monte Carlo and experimental evaluation of accuracy and noise properties of two scatter correction methods for SPECT. *Phys. Med. Biol.* 1996; 41 : 2481-2496.
- Eisner R.L., Schmarkey L.S., Martin S.E. et al. Defects on SPECT "perfusion" images can occur due to abnormal segmental contraction. *J. Nucl. Med.* 1994; 35 : 638-643.

Importance respective des différentes corrections physiques en SPECT

19. Matsunari I., Bönning G., Ziegler S.I. et al. Effects of misalignment between transmission and emission scans on attenuation-corrected cardiac SPECT. *J. Nucl. Med.* 1998; 39 : 411-416.
20. Stone C.D., McCormick J.W., Gilland D.R. et al. Effect of registration errors between transmission and emission scans on a SPECT system using sequential scanning. *J. Nucl. Med.* 1998; 39 : 365-373.
21. King M.A., Xia W., deVries D.J. 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.
22. Luo D., King M.A., Morgan H.T. et al. Investigations into possible causes of hot inferior wall artifacts in attenuation corrected cardiac perfusion images. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 1997; 44 : 1146-1153.
23. 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.
24. Rajeevan N., Zubal I.G., Ramsby S.Q. et al. Significance of nonuniform attenuation correction in quantitative brain SPECT imaging. *J. Nucl. Med.* 1998; 39 : 1719-1726.

