

COMPARAISON DE DIFFÉRENTS PROTOCOLES DE CORRECTION D'ATTÉNUATION EN IMAGERIE CARDIAQUE SPECT

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

1. Introduction

Le problème de l'atténuation en SPECT a suscité de très nombreux travaux, du fait de l'importance des artefacts qualitatifs qu'il peut produire (artefacts de la paroi inférieure du ventricule gauche en imagerie cardiaque par exemple), et des biais quantitatifs qu'il introduit [1]. De très nombreuses méthodes de correction de l'atténuation ont été proposées, dont certaines sont désormais disponibles sur les caméras. En outre, des dispositifs d'acquisition en transmission ont été développés et commercialisés [1] pour mesurer la carte d'atténuation non uniforme, spécifique à chaque patient, et améliorer ainsi la qualité des corrections. L'objectif de cet article n'est pas de présenter une revue des différentes méthodes de correction d'atténuation, ni des différentes avancées technologiques facilitant leur mise en oeuvre, revues que l'on pourra consulter dans [1-3]. Il s'agit plutôt d'indiquer les options qui sont actuellement accessibles au clinicien, et d'illustrer, sur des exemples simples et pour lesquels on maîtrise l'ensemble des paramètres, les conséquences du choix de l'une ou l'autre de ces options.

2. Les différentes options pour la correction d'atténuation

Actuellement, le clinicien souhaitant mettre en oeuvre une correction d'atténuation est typiquement confronté à trois questions :

- 1) Est-il préférable d'utiliser une technique de post-correction (type méthode de Chang) après reconstruction par rétroprojection filtrée classique, ou de faire appel à une méthode de reconstruction algébrique (i.e., itérative) ?
- 2) Est-il nécessaire d'acquérir la carte des coefficients d'atténuation non uniforme, spécifique au patient examiné, ou l'approximation d'une atténuation uniforme est-elle suffisante ?
- 3) Peut-on corriger de l'atténuation sans corriger de la diffusion, ou doit-on systématiquement associer les deux corrections ?

2.1. Post-correction ou correction d'atténuation lors d'une reconstruction algébrique ?

Parmi les méthodes de correction d'atténuation actuellement disponibles sur les caméras, il existe deux approches. L'approche la plus ancienne consiste à effectuer une reconstruction par rétroprojection filtrée que l'on fait suivre d'une correction d'atténuation par un post-traitement, généralement au moyen de la méthode de Chang. Depuis sa version originale [4] qui supposait une atténuation uniforme, la méthode de Chang a été généralisée : elle permet de calculer les coefficients de correction $C(x,y)$ à appliquer aux coupes reconstruites soit à partir d'une carte de coefficients d'atténuation uniforme, soit à partir d'une carte non uniforme [5]. En outre, elle peut être itérée : la première reconstruction $I^0(x,y)$ est corrigée de l'atténuation au moyen des coefficients $C(x,y)$. Les coupes résultantes $I^1(x,y)$ sont alors reprojétées et comparées aux projections effectivement acquises. Les différences observées sont rétroprojetées pour donner des coupes reconstruites "erreurs". Ces coupes sont pondérées par les coefficients de correction $C(x,y)$, puis ajoutées à l'estimation courante de la distribution d'activité $I^1(x,y)$ pour obtenir une nouvelle estimée $I^2(x,y)$ [5]. Ce processus peut être répété, mais en pratique, une ou deux itérations seulement sont utilisées, pour éviter une amplification trop grande du bruit.

Une approche alternative est la correction d'atténuation intégrée à la reconstruction tomographique par une méthode algébrique (par exemple, ML-EM, gradient conjugué). Connaissant la carte des coefficients d'atténuation μ , le phénomène d'atténuation du rayonnement est modélisé dans la paire projecteur/rétroprojecteur impliquée dans la reconstruction (e.g., [6-8]) ou dans le projecteur seulement (e.g., [9-11]), et le processus de reconstruction corrige donc intrinsèquement de l'atténuation. Grâce à l'augmentation de la rapidité des processeurs actuellement disponibles, et grâce aussi à l'avènement de la technique OSEM (Ordered Subset Expectation Maximization) qui permet d'atteindre des temps de calculs raisonnables [12], cette approche va probablement se "banaliser" dans un futur proche. Le paramètre principal à choisir est le nombre d'itérations.

2.2. Carte d'atténuation uniforme ou carte d'atténuation mesurée ?

L'autre "dilemme" auquel est confronté l'utilisateur concerne le choix de la carte des coefficients d'atténuation. La pratique la plus simple consiste à supposer que l'atténuation est uniforme dans les tissus, mais ceci n'est qu'approximatif, tout particulièrement dans le cas de l'imagerie cardiaque. On peut cependant s'interroger sur l'amplitude des erreurs commises suite à une telle approximation. Il existe maintenant des dispositifs en transmission permettant de mesurer les coefficients d'atténuation pour chaque patient [1, 2]. Cependant, l'acquisition puis l'utilisation de ces dispositifs n'est pas sans soulever des difficultés, tout particulièrement en France où la législation n'autorise pas encore leur mise en oeuvre en routine clinique. En outre, l'exploitation des acquisitions en transmission pose elle-même des problèmes, comme la reconstruction tomographique de la carte des coefficients μ , la mise à l'échelle des coefficients d'atténuation lorsque l'acquisition en transmission est réalisée avec un isotope d'énergie différente de celle de l'isotope utilisé pour l'examen en émission, voire la correction de contamination entre isotopes lorsque les acquisitions en émission et en transmission sont effectuées simultanément.

2.3. Correction d'atténuation seulement ou correction d'atténuation et de diffusion ?

La correction d'atténuation a pour effet de réhausser l'intensité du signal en fonction de la profondeur de la région dont il émane. Si ce signal provient de photons diffusés, ce réhaussement augmentera l'importance de ces photons, et donc leurs effets parasites. En imagerie cardiaque en particulier, si l'activité hépatique introduit des photons diffusés au niveau de la paroi inférieure du ventricule gauche, la correction d'atténuation aura tendance à amplifier ce signal, et pourrait ainsi occulter une lacune présente sur cette paroi [13]. On peut donc s'interroger sur le danger d'utiliser une correction d'atténuation sans lui associer une correction de diffusion.

Pour tenter de donner quelques indications quant aux conséquences du choix d'un protocole de traitement particulier, nous illustrons, dans un cas bien particulier d'imagerie cardiaque, où l'atténuation est un problème crucial, les effets de la mise en oeuvre de différents protocoles de correction d'atténuation.

3. Matériels et méthodes

Les résultats de différents protocoles de correction d'atténuation sont illustrés sur des données cardiaques simulées par la méthode de Monte Carlo. Ces données ont l'avantage d'être relativement réalistes, et l'ensemble des

paramètres sous-jacents est parfaitement connu (distribution exacte d'activité, dimension des structures, etc.).

3.1. Fantôme

L'acquisition tomographique d'un fantôme Data Spectrum cardiaque (Data-Spectrum, Chapel Hill, NC), auquel a été ajouté un compartiment simulant le foie, a été simulée. Le fantôme comportait des compartiments simulant la paroi ventriculaire gauche (VG), la cavité VG, le foie, les poumons, la colonne vertébrale et les tissus mous, dont les densités différentes ont été prises en compte dans la simulation. Des activités homogènes de Tc-99m ont été introduites dans le ventricule gauche ($7,8 \cdot 10^{-2}$ MBq/ml) et dans le foie ($4,7 \cdot 10^{-2}$ MBq/ml). L'épaisseur de la paroi ventriculaire gauche était partout égale à 1 cm. 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). Environ 800 000 coups ont été détectés au total dans la fenêtre 20%.

3.2. Protocoles de traitement étudiés

Trois protocoles de reconstruction/correction d'atténuation ont été comparés :

- reconstruction par rétroprojection filtrée (FBP), avec un filtre de Hann ($n_c = 0,5 \text{ pixel}^{-1}$) sans correction d'atténuation : il s'agit de l'approche la plus couramment utilisée en routine clinique,
- reconstruction par rétroprojection filtrée suivie d'une correction d'atténuation par la méthode de Chang. Les résultats sans itération, puis après une, deux et trois itérations seront présentés. Ces reconstructions seront notées FBPC0, FBPC1, FBPC2 et FBPC3,
- reconstruction itérative par un algorithme type gradient conjugué (GC), intégrant une correction d'atténuation via la modélisation du phénomène d'atténuation dans le projecteur [11]. 30 itérations ont été effectuées. Les résultats obtenus à 20 et 30 itérations seront présentés, et notés GC20 et GC30 respectivement..

Ces méthodes ont été appliquées aux projections des photons primaires (projections que l'on obtiendrait avec une correction de diffusion idéale) ainsi qu'aux projections correspondant à la fenêtre 20 %. Les trois protocoles incluant une correction d'atténuation ont été mis en oeuvre en utilisant une carte des coefficients d'atténuation uniforme ($\mu = 0,12 \text{ cm}^{-1}$ pour les projections 20 % et $\mu = 0,15 \text{ cm}^{-1}$ pour les projections primaires) et en utilisant la carte des coefficients d'atténuation non uniforme à 140 keV. Les coupes transverses reconstruites ont été réorientées en coupes petit axe, à partir desquelles ont été calculées les cartes polaires.

3.3. Critères d'évaluation

Pour étudier les résultats des différents protocoles de trai-

tement, en plus de l'examen visuel des images reconstruites, nous avons considéré plusieurs critères liés à la quantification relative et absolue, et au niveau de bruit dans les images.

Le nombre d'événements moyen dans la paroi ventriculaire gauche (VG) a été mesuré en calculant le nombre de coups moyen dans les cartes polaires. L'activité moyenne a aussi été estimée dans une région d'intérêt tridimensionnelle tracée dans la cavité VG (1352 pixels), région où il n'y a, a priori, pas d'activité.

Les rapports d'activité entre parois septale et latérale, et entre parois antérieure et inférieure, ont été calculés à partir des cartes polaires. La distribution d'activité simulée dans la paroi VG étant uniforme, ces rapports devraient en théorie valoir 1. La quantification relative entre régions chaude et froide a été caractérisée en calculant le contraste entre l'activité moyenne dans la paroi VG (v_1) et la cavité VG (v_2), par $100 \cdot (v_1 - v_2) / (v_1 + v_2)$. Sachant que l'activité cavitaire est théoriquement nulle, la valeur de contraste idéale est 100 %.

En imagerie cardiaque, il est fondamental de bien estimer l'homogénéité de la fixation du traceur dans la paroi VG. L'homogénéité de cette distribution a été quantifiée en divisant la carte polaire en 9 régions, et en calculant l'activité moyenne dans chaque région. Ces valeurs ont été

normalisées de sorte que la valeur la plus élevée soit égale à 100 %. La moyenne des valeurs normalisées a été calculée. Idéalement, sachant que la distribution d'activité simulée était uniforme, cette valeur moyenne devrait valoir 100 %.

Enfin, le bruit dans les images reconstruites a été caractérisé en calculant, pour chaque pixel i , la valeur $(v_i - m_i) \cdot (v_i - m_i) / m_i$, où v_i est la valeur mesurée dans le pixel i , et m_i est la valeur moyenne mesurée dans les 8 pixels voisins. Le numérateur estime la variance locale du bruit tandis que le dénominateur estime le signal local. La valeur moyenne de cet index dans la paroi VG a été déterminée.

4. Résultats

Une coupe transverse à travers le myocarde obtenue pour les différentes méthodes de correction est représentée en **Figure 1**. Les cartes polaires correspondant aux différentes reconstructions sont représentées en **Figure 2**.

4.1. Quantification absolue

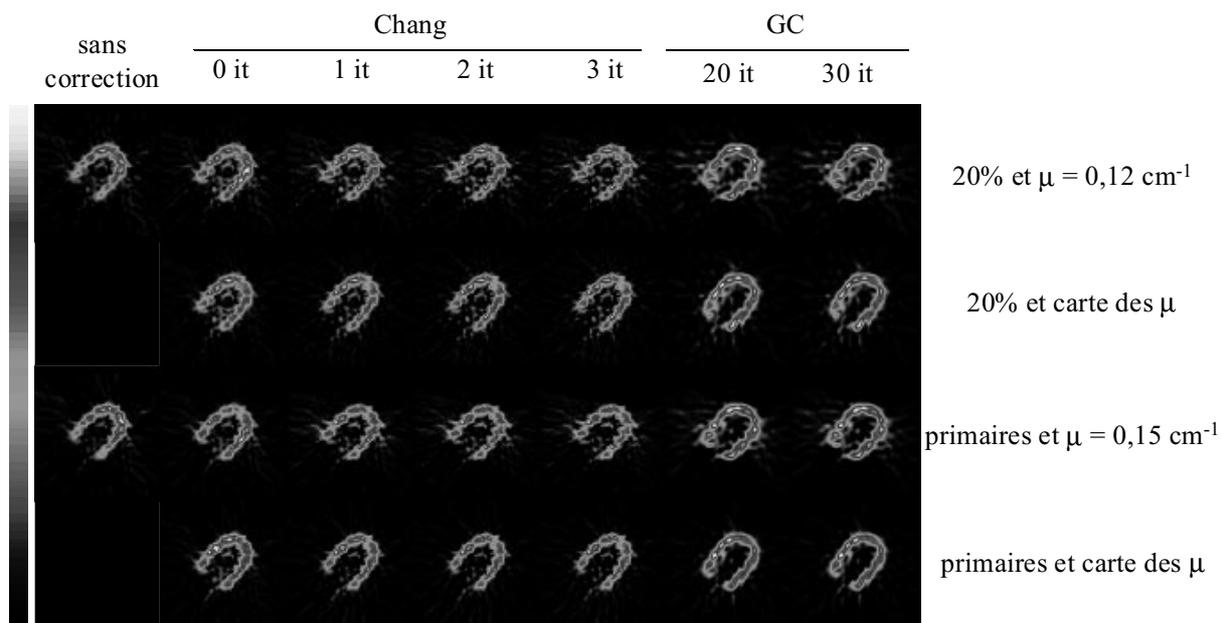
Le nombre de coups moyen mesuré dans la paroi VG en l'absence de correction d'atténuation était 26 ± 7 pour les projections primaires et de 30 ± 8 pour les projections 20%. Les valeurs obtenues pour les différents protocoles de traitement figurent dans le **Tableau I**.

- TABLEAU I -
Nombres de coups moyens mesurés dans la paroi VG

	FBPC0	FBPC1	FBPC2	FBPC3	GC20	GC30
primaires μ uniforme	366 \pm 101	379 \pm 136	407 \pm 148	412 \pm 154	411 \pm 153	411 \pm 153
primaires μ non uniforme	250 \pm 39	253 \pm 42	267 \pm 45	270 \pm 48	279 \pm 41	279 \pm 41
20% μ uniforme	252 \pm 64	261 \pm 83	276 \pm 89	280 \pm 92	286 \pm 93	286 \pm 93
20% μ non uniforme	285 \pm 45	288 \pm 48	304 \pm 53	307 \pm 56	318 \pm 45	320 \pm 44

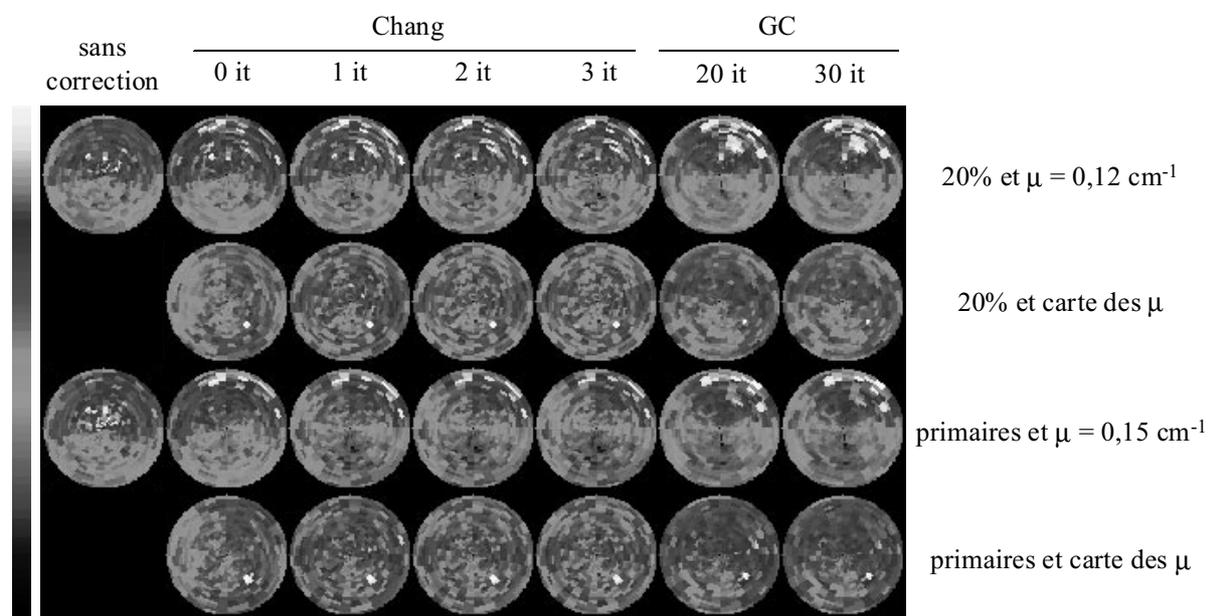
La mise en oeuvre d'une méthode de correction de l'atténuation augmente l'activité VG estimée d'un facteur voisin de 10. Pour la correction par la méthode de Chang, on observe une légère augmentation de l'activité moyenne VG à mesure que l'on itère (environ +10% entre l'itération 0 et l'itération 3), tandis que l'activité moyenne VG est identique après 20 ou 30 itérations de la correction intrinsèque GC. Pour les images des photons primaires (qui correspondraient à des images idéalement corrigées de la diffusion), l'activité de la paroi VG est environ 50% plus élevée après correction avec une carte des μ uniforme par

rapport à l'activité mesurée en utilisant la vraie carte des μ . Lorsque les images 20% sont corrigées de l'atténuation avec un μ uniforme dont la valeur est volontairement biaisée ($\mu=0,12 \text{ cm}^{-1}$) pour compenser partiellement de la diffusion, l'activité moyenne restaurée dans le VG est pratiquement identique à l'activité moyenne restituée en corrigeant parfaitement de la diffusion (projections primaires) et en utilisant la carte des μ exacte (μ non uniforme). Enfin, lorsque la carte des μ correcte est utilisée, l'activité moyenne restituée est supérieure d'environ 14 % lorsqu'on corrige les images 20 % par rapport à l'activité mesurée en corrigeant les images primaires.



- FIGURE 1 -

Coupes transverses à travers le ventricule gauche reconstruites au moyen des différents protocoles étudiés.
Chaque image est normalisée à ses propres valeurs minimale et maximale.



- FIGURE 2 -

Cartes polaires obtenues au moyen des différents protocoles étudiés.
Chaque carte est normalisée à ses propres valeurs minimale et maximale.

Les nombres de coups moyens mesurés dans la cavité VG sont représentés dans le **Tableau II**.

- TABLEAU II -
Nombres de coups moyens mesurés dans la cavité VG

	FBPC0	FBPC1	FBPC2	FBPC3	GC20/GC30
primaires μ uniforme	56±86	44±101	44±112	42±117	34±73
primaires μ non uniforme	36±54	20±60	19±65	17±68	12±49
20% μ uniforme	57±57	51±67	52±73	52±77	50±50
20% μ non uniforme	61±59	44±68	42±73	41±77	40±55

Concernant les images corrigées par la méthode de Chang, l'activité cavitaire moyenne tend à se réduire au fil des itérations. La méthode de correction intrinsèque donne quant à elle strictement les mêmes résultats après 20 ou 30 itérations. Pour les images des photons primaires, l'utilisation d'une carte des μ uniforme à la place de la carte exacte des μ entraîne une surestimation importante de l'activité cavitaire : l'activité cavitaire est plus que doublée. Contrairement à ce qui était observé au niveau de la paroi ventriculaire, dans une région a priori froide, la correction des images 20% avec une correction d'atténuation uniforme utilisant une valeur de μ biaisée ne conduit pas à une valeur moyenne équivalente à celle mesurée lorsque l'on corrige les projections primaires avec la carte d'atténuation exacte : l'activité cavitaire est plus de deux fois plus importante pour la correction des images 20% avec μ uniforme par rapport à l'activité mesurée pour la correction des images primaires avec μ non uniforme. La quantification la plus précise (i.e., l'obtention des valeurs les plus proches de zéro dans la cavité) est obtenue en utilisant les projections primaires corrigées de l'atténuation avec la carte des μ non uniforme. En outre, la correction intrinsèque se révèle plus exacte que la méthode de Chang. Enfin, l'influence de la diffusion, dans le cas où l'on utilise une carte d'atténuation non uniforme, est plus importante dans les régions froides qu'elle ne l'était dans la paroi VG : l'activité cavitaire est environ deux fois plus élevée dans les images 20% que dans les images primaires.

4.2. Quantification relative

La quantification relative d'activité entre régions présentant une activité identique a été caractérisée par la mesure des rapports d'activité entre parois septale et latérale et entre parois antérieure et inférieure (**Tableau III**). Sans correction d'atténuation, ces rapports valaient 0,9 et 1,9 pour les images reconstruites à partir des projections primaires et 0,9 et 1,8 pour les images reconstruites à partir des pro-

jections 20%. Les rapports d'activité entre parois septale et latérale sont relativement peu affectés par l'atténuation. En revanche, le rapport d'activité entre parois antérieure et inférieure l'est significativement. Le Tableau 3 montre clairement qu'une correction d'atténuation utilisant une carte des μ uniforme ne permet pas de restaurer correctement la valeur de ce rapport : l'atténuation n'est pas corrigée correctement. En revanche, dès lors que la carte correcte des μ est utilisée, la valeur de ce rapport est correctement restituée. Lorsque la carte des μ correcte est utilisée, la diffusion n'a en outre qu'un très faible effet sur l'estimation de ces rapports, puisque des valeurs très voisines sont obtenues à partir des images primaires ou 20%. La méthode de Chang conduit à des résultats similaires pour les différentes itérations, et ces résultats sont très voisins de ceux obtenus au moyen de la correction intrinsèque. La méthode de correction intrinsèque donne strictement les mêmes résultats à 20 et 30 itérations. L'analyse visuelle des cartes polaires (**Figure 2**) est en parfait accord avec les résultats quantitatifs.

Les résultats de la quantification relative entre région chaude et région froide, caractérisée par les valeurs de contraste entre activité dans la paroi du VG et dans la cavité VG, figurent dans le **Tableau III**. Sans correction d'atténuation le contraste valait 73% dans les coupes reconstruites à partir des projections primaires et 63% dans les coupes reconstruites à partir des projections 20% : les valeurs reportées dans le **Tableau IV** montrent donc que la correction d'atténuation permet d'accroître le contraste des images.

Le contraste est systématiquement plus faible lorsque la carte des μ uniforme est utilisée pour la correction que lorsque la carte exacte des μ est considérée, et ce, que l'on corrige les images primaires ou les images 20%. Le contraste s'améliore au fil des itérations lorsque la correction est effectuée par la méthode de Chang, tandis qu'il reste

identique après 20 ou 30 itérations de la correction intrinsèque. La diffusion affecte le contraste puisque, quelle que soit la correction, le contraste est toujours supérieur de 10% ou plus sur les images primaires par rapport aux

images 20%. Enfin, les images corrigées de l'atténuation par la méthode de correction intrinsèque tendent à présenter un contraste plus élevé que celle corrigées par la méthode de Chang.

- TABLEAU III -

Rapports d'activité entre parois septale et latérale (S/L) et entre parois antérieure et inférieure (A/I).

	FBPC0	FBPC1	FBPC2	FBPC3	GC20/GC30
primaires	S/L=1,0	1,0	0,9	0,9	0,9
μ uniforme	A/I=1,9	2,3	2,3	2,3	2,5
primaires	0,8	0,9	0,9	1,0	0,9
μ non uniforme	1,0	1,1	1,1	1,1	1,2
20%	1,0	0,9	0,9	0,9	0,9
μ uniforme	1,8	2,1	2,1	2,1	2,2
20%	0,9	0,9	0,9	1,0	0,9
μ non uniforme	1,0	1,1	1,0	1,0	1,1

- TABLEAU IV -

Contrastes mesurés entre l'activité de la paroi VG et l'activité dans la cavité VG.

	FBPC0	FBPC1	FBPC2	FBPC3	GC20/GC30
primaires	73%	79%	80%	82%	85%
μ uniforme					
primaires	75%	85%	87%	88%	92%
μ non uniforme					
20%	63%	67%	68%	69%	70%
μ uniforme					
20%	65%	74%	75%	76%	78%
μ non uniforme					

4.3. Homogénéité des cartes polaires

Les indices d'homogénéité des cartes polaires en fonction de la méthode de correction sont donnés dans le **Tableau V**. Sans correction d'atténuation et pour les images reconstruites à partir des photons primaires, l'homogénéité était de $77 \pm 16\%$ et 4 régions sur 9 présentaient une concentration d'activité inférieure à 80% de la valeur maximale observée dans la carte polaire. Pour les images reconstruites à partir des projections 20%, l'homogénéité était de $78 \pm 15\%$, et 4 régions sur 9 présentaient une concentration d'activité inférieure à 80% de la valeur maximale. Avec la correction par la méthode de Chang, on constate que l'homogénéité a tendance à légèrement se détériorer à mesure que l'on itère. Il n'y a pratiquement pas d'évolution de l'homogénéité entre 20 et 30 itérations de la correction

intrinsèque. Le **Tableau V** montre clairement que toute correction d'atténuation réalisée avec une carte des μ uniforme conduit à des cartes polaires sévèrement non uniformes, dans lesquelles plus de la moitié des régions ont une activité moyenne inférieure à 80% de l'activité maximale mesurée dans la carte polaire. Ces corrections d'atténuation s'avèrent même préjudiciables par rapport aux résultats obtenus sans correction aucune. En revanche, la correction d'atténuation utilisant la carte des μ exacte conduit à des cartes polaires très uniformes, quelle que soit la méthode de correction (Chang ou intrinsèque). La diffusion n'affecte pas sensiblement l'homogénéité des cartes polaires. Les cartes polaires (**Figure 2**) permettent de visualiser les résultats quantifiés au moyen de l'index d'homogénéité.

- TABLEAU V -

Homogénéité de la carte polaire et nombre de régions présentant une activité inférieure à 80% de l'activité maximale observée dans la carte divisée en 9 régions.

	FBPC0	FBPC1	FBPC2	FBPC3	GC20	GC30
primaires	73±15%	68±18%	67±17%	67±18%	67±19%	66±19%
μ uniforme	6	7	7	7	7	7
primaires	92±6%	90±5%	91±4%	91±5%	91±6%	92±6%
μ non uniforme	0	0	0	0	1	0
20%	78±15%	74±16%	74±16%	74±16%	72±18%	72±18%
μ uniforme	4	6	6	6	7	7
20%	91±6%	89±5%	90±5%	90±5%	90±6%	91±5%
μ non uniforme	1	0	0	0	1	0

4.4. Niveau de bruit dans les images reconstruites

Pour les images non corrigées de l'atténuation obtenues à partir des projections primaires, le rapport entre la variance du bruit et le signal valait 6,8±7,3, tandis qu'il valait 7,8±8,9

pour les images non corrigées de l'atténuation reconstruites à partir des projections 20%. Les valeurs moyennes de cet index pour les différents traitements sont données dans le **Tableau VI**.

- TABLEAU VI -

Valeurs moyennes du rapport variance/moyenne dans la paroi ventriculaire gauche. Cet index caractérise le niveau de bruit dans les images.

	FBPC0	FBPC1	FBPC2	FBPC3	GC20	GC30
primaires	7,0±9,5	12,6±19,4	15,5±23,5	18,4±29,2	7,5±36,3	7,3±24,8
μ uniforme						
primaires	5,2±7,4	9,4±15,3	11,7±19,0	13,8±23,6	5,5±26,9	5,3±12,1
μ non uniforme						
20%	5,2±7,1	9,3±14,3	11,9±18,3	14,1±22,4	5,3±14,4	5,3±14,0
μ uniforme						
20%	6,2±9,5	11,6±22,0	14,7±27,7	17,6±35,2	6,2±24,4	6,6±20,7
μ non uniforme						

Le bruit augmente sensiblement au fur et à mesure que l'on itère la correction de Chang : le rapport variance/signal est environ 3 fois plus élevé à la troisième itération que lorsqu'on applique uniquement la post-correction sans itérer. Le niveau de bruit obtenu avec la correction intrinsèque GC est équivalent à celui obtenu pour les images corrigées par la méthode de Chang sans itérer ou après une itération. Il est stable entre 20 et 30 itérations, voire tend à diminuer au fil des itérations (réduction de l'écart-type associé à l'index entre 20 et 30 itérations).

5. Discussion

Dans la configuration d'imagerie cardiaque simulée ici, les résultats obtenus apportent des réponses claires concer-

nant le meilleur protocole de traitement à utiliser et les différences auxquelles on peut s'attendre en fonction du protocole de traitement mis en oeuvre.

Correction de Chang ou correction intrinsèque ?

Dans la configuration étudiée et notamment pour des projections acquises sur 360°, les principales différences entre correction de Chang et correction intrinsèque concernent la quantification dans les régions dépourvues d'activité (cavité VG) et le contraste dans les images. L'activité résiduelle dans la cavité est environ deux fois plus élevée après correction par la méthode de Chang sans itérer qu'après correction intrinsèque, tandis que le contraste est diminué de plus de 10%. L'activité dans les régions froides tend à se réduire en itérant la méthode de Chang, mais l'augmentation du niveau de bruit qui va de pair avec

l'augmentation du nombre des itérations ne permet pas d'utiliser raisonnablement plus de 1 ou 2 itérations pour la méthode de Chang : en effet, le rapport variance/signal est pratiquement multiplié par 3 entre la post-correction et la troisième itération de la méthode de Chang (**Tableau VI**). Cet effet de divergence de la méthode de Chang a déjà été observé en imagerie cardiaque [7, 14]. Contrairement à la correction par la méthode de Chang, la correction intrinsèque a l'avantage de donner des résultats qui n'évoluent pratiquement plus à partir de 20 itérations. Pour ce qui est de la quantification relative entre des régions d'activité voisine ou l'homogénéité de la carte polaire dans le cas d'une distribution homogène d'activité, nous n'avons pas observé de différences significatives entre les résultats issus de la méthode de Chang et ceux obtenus par la correction intrinsèque. Cependant, dans le cas général où l'on cherche à détecter des lacunes de fixation dans la paroi ventriculaire gauche, la restauration du contraste est tout aussi importante que la restauration de l'homogénéité. L'approche de correction intrinsèque semble donc préférable à la méthode de Chang, compte tenu de sa capacité à restaurer aussi bien l'homogénéité de fixation dans des régions homogènes que les différentiels de fixation dans des régions présentant des lacunes.

Il est important de souligner que ces conclusions pourraient être différentes si des acquisitions sur 180° seulement avaient été considérées. Dans ce cas en effet, il a déjà été rapporté que la méthode de Chang conduit à des résultats beaucoup moins fiables [5].

Carte des μ uniforme ou carte des μ spécifique au patient ?

En imagerie cardiaque, nos résultats montrent clairement que l'utilisation d'une carte des μ uniforme pour la correction d'atténuation conduit à des résultats totalement erronés. Pour une distribution d'activité homogène, il est impossible de restaurer l'homogénéité de la fixation en corrigeant de l'atténuation avec une carte uniforme : des régions d'activité identique présentent des rapports d'activité supérieurs à 2 (**Tableau III**) ; les cartes polaires sont très fortement inhomogènes, avec plus de la moitié des régions présentant une activité inférieure à 80% de l'activité observée dans la région la plus active (**Tableau V**). Les cartes d'activité sont fortement dissymétriques (**Figure 2**). L'activité est manifestement mal redistribuée par les corrections utilisant une carte des μ uniforme alors que le rayonnement a traversé des régions de densité très variable, telles que les poumons, les tissus mous, ou la colonne vertébrale. Les régions dans laquelle il n'y a théoriquement pas d'activité se voient affecter une activité non négligeable, puisqu'on observe jusqu'à deux fois plus de coups dans la cavité après correction avec une carte des μ uniforme qu'après correction avec la vraie carte des μ (**Tableau II**). Le contraste est par conséquent réduit (**Tableau IV**).

Si l'usage d'une carte des μ uniforme est à exclure en imagerie cardiaque, on peut s'interroger sur les conséquences de l'utilisation d'une carte des μ approximative. En effet, dans ce travail, nous avons comparé l'utilisation d'une carte des μ uniforme à l'utilisation de la carte des μ parfaite (utilisée pour la simulation). En pratique, on ne dispose pas de la carte des μ parfaite, mais seulement de cartes des μ mesurées par des dispositifs de transmission, avec toutes les erreurs que cela implique (e.g., reconstruction de la carte des μ , mise à l'échelle des coefficients d'atténuation, correction de contamination). Des résultats rapportés dans la littérature semblent montrer que les erreurs introduites par l'utilisation de cartes des μ approximatives sont de faible amplitude (e.g., [15, 16]). Au moins en imagerie cardiaque, l'acquisition de la carte des μ spécifique au patient semble donc le passage obligé pour une correction d'atténuation efficace.

Pour les examens cérébraux, il a aussi été montré que la correction d'atténuation avec une carte des μ non uniforme conduisait à des biais quantitatifs plus faibles que ceux observés en utilisant une carte des μ uniforme [17, 18].

Correction d'atténuation et correction de la diffusion ?

Dans l'exemple traité ci-dessus, l'approche optimale consiste à corriger à la fois de l'atténuation et de la diffusion. L'activité cavitaire est par exemple deux fois plus élevée lorsqu'on corrige de l'atténuation sans corriger de la diffusion que lorsqu'on corrige des 2 phénomènes (**Tableau II**). Le contraste est réduit de plus de 10% si on ne corrige pas de la diffusion. Cette réduction de contraste pourrait nuire à la détection de régions hypofixantes. En outre, des travaux ont montré qu'en présence d'activité hépatique, la correction de l'atténuation sans correction de diffusion pouvait introduire une activité trop importante dans des régions proches du foie [13], et peut-être masquer ainsi des régions hypofixantes. De façon générale, il est donc recommandé d'associer systématiquement une méthode de correction de la diffusion, même simple [19], à la correction d'atténuation.

6. Conclusion

En imagerie cardiaque, la correction d'atténuation doit être impérativement effectuée avec une carte des coefficients d'atténuation non uniforme. Dans le cas contraire, la correction ne s'avère pas bénéfique. En outre, il apparaît préférable d'utiliser une méthode de correction intrinsèque à la méthode itérative de Chang, pour une meilleure restauration de contraste. Dans le cas de l'utilisation de l'approche itérative de Chang, 2 itérations au plus devraient être utilisées du fait de la rapide amplification du bruit à mesure que l'on itère.

Références bibliographiques

1. King MA, Tsui BMW, Pan TS. Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: Part 1. Impact of attenuation and methods of estimating attenuation maps. *J Nucl Cardiol* 1995;2: 513-524.
2. Bacharach SL, Buvat I. Attenuation correction in cardiac PET and SPECT. *J Nucl Cardiol* 1995;2: 246-255.
3. King MA, Tsui BMW, Pan TS, Glick SJ, Soares EJ. Attenuation compensation in cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: Part 2. Attenuation compensation algorithms. *J Nucl Cardiol* 1996;3: 55-63.
4. Chang LT. A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci* 1978;25: 638-643.
5. Faber TL, Lewis MH, Corbett JR, Stokely EM. Attenuation correction for SPECT: an evaluation of hybrid approaches. *IEEE Trans Med Imaging* 1984;MI-3: 101-107.
6. Gullberg GT, Huesman RH, Malko JA, Pelc NJ, Budinger TF. An attenuated projector-backprojector for iterative SPECT reconstruction. *Phys Med Biol* 1985;30: 799-816.
7. Tsui BMW, Gullberg GT, Edgerton ER, et al. Correction of nonuniform attenuation in cardiac SPECT imaging. *J Nucl Med* 1989;30: 497-507.
8. Zeng GL, Gullberg GT, Tsui BMW, Terry JA. Three-dimensional iterative reconstruction algorithms with attenuation and geometric point response correction. *IEEE Trans Nucl Sci* 1991;38: 693-702.
9. Wallis JW, Miller T. Rapidly converging iterative reconstruction algorithms in single-photon emission computed tomography. *J Nucl Med* 1993;34: 1793-1800.
10. Riddell C, Bendriem B, Bourguignon MH, Kernevez JP. The approximate inverse and conjugate gradient: non-symmetrical algorithms for fast attenuation correction in SPECT. *Phys Med Biol* 1995;40: 269-281.
11. La V, Grangeat P. Minimal residual cone-beam reconstruction with attenuation correction in SPECT. *Phys Med Biol* 1998;43: 715-727.
12. Hutton BF, Hudson HM, Beekman FJ. A clinical perspective of accelerated statistical reconstruction. *Eur J Nucl Med* 1997;24: 797-808.
13. 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.
14. Lalush DS, Tsui BMW. Improving the convergence of iterative filtered backprojection algorithms. *Med Phys* 1994;21: 1283-1286.
15. Wallis JW, Miller TR, Koppel P. Attenuation correction in cardiac SPECT without a transmission measurement. *J Nucl Med* 1995;36: 506-512.
16. Pan TS, King MA, de Vries D, Ljungberg M. Segmentation of the body and lungs from Compton scatter and photopeak window data in SPECT: a Monte Carlo investigation. *IEEE Trans Med Imaging* 1996;15: 13-24.
17. Glick SJ, King MA, Pan TS, Soares EJ. Compensation for non uniform attenuation in SPECT brain imaging. *IEEE Trans Nucl Sc* 1996;43: 737-750.
18. 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.
19. Buvat I, El Fakhri G, Péligrini M, Benali H, Di Paola R. Effets de la diffusion et de méthodes de correction simples d'emploi en SPECT. *Revue de l'ACOMEN* 1998 ce numéro.
