

RECONSTRUCTION TRI-DIMENSIONNELLE COMPLETE D'IMAGES EN SPECT-CT PAR MODELISATION MONTE-CARLO

Ziad EL BITAR ⁽¹⁾, Delphine LAZARO ⁽²⁾, David HILL ⁽³⁾
Vincent BRETON ⁽¹⁾, Irène BUVAT ⁽²⁾

⁽¹⁾ Laboratoire de Physique Corpusculaire, CNRS/IN2P3, Université Blaise Pascal, 24 avenue des Landais, 63177 Aubière Cedex.1, France

⁽²⁾ INSERM U678, CHU Pitié-Salpêtrière, 91 Boulevard de l'Hôpital, 75634 Paris Cedex 13, France

⁽³⁾ ISIMA/LIMOS UMR 6158, Computer Science and Modelling Laboratory, Université Blaise Pascal, 24 Avenue des Landais, BP-1025, 63173 Aubière Cedex, France.

Abstract :

En tomographie d'émission monophotonique (SPECT), les images 3D normalement reconstruites par des algorithmes de reconstruction analytiques ou itératives bidimensionnelles (2D) pourraient aussi bien être reconstruites avec des algorithmes de reconstruction itérative (3D) qui permettent de compenser les effets physiques perturbant le processus de formation de l'image notamment l'atténuation et la diffusion. Nous avons étudié une technique de reconstruction 3D complète (F3DMC) (Lazaro *et al.* NIM 2004), dans laquelle le projecteur 3D impliqué dans la reconstruction est estimé par des simulations Monte-Carlo effectuées à partir de données tomodensitométriques du patient.

Introduction:

La tomographie à émission monophotonique (SPECT) est une modalité d'imagerie qui permet d'étudier *in vivo* la fonctionnalité d'un organe spécifique ou d'un certain système du corps humain. Un élément radio pharmaceutique, qui par définition est une molécule spécifique intervenant dans le fonctionnement de l'organe cible couplée à un isotope radioactif est administré au patient. Dans le cas du SPECT, les isotopes radioactifs émettent des photons gamma d'une façon isotrope.

Les photons émis sont par la suite détectés dans une direction spécifique par une gamma camera qui effectue une rotation autour de la distribution d'activité. Les photons émis dans une direction donnée forment une projection. A la fin du processus d'acquisition, un jeu de données de projections bidimensionnelles (2D) est utilisé pour la reconstruction tridimensionnelle de la distribution de l'élément radio pharmaceutique à l'intérieur du patient. En l'absence des phénomènes d'atténuation et de diffusion des rayons gamma émis, chaque point d'une projection correspond à la somme des photons émis de la source tout au long d'une ligne droite (Fig. 1); l'intensité du signal est donc représentée par l'intégrale suivante:

$$I = \int_L f(x, y) du \quad (1)$$

Où I est le signal détecté, $f(x, y)$ est la concentration de l'élément radio pharmaceutique au point (x, y) et L représente la ligne perpendiculaire au plan du détecteur (la gamma caméra).

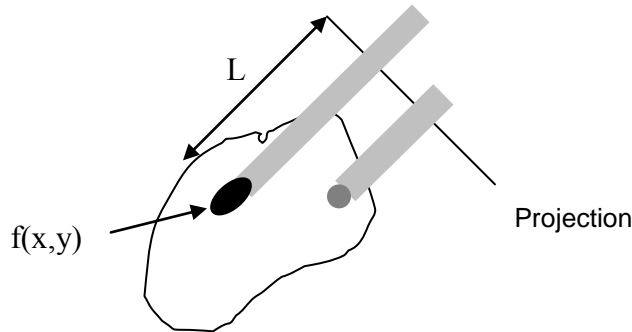


Figure 1: Détection en SPECT

L'objectif principal est de calculer la concentration de l'élément radio pharmaceutique $f(x, y)$ dans chaque point (x, y) à partir des projections I suivant différentes directions. Ceci est faisable en inversant la transformée de Radon (équation 1), donc en reconstruisant des coupes transaxiales tout en supposant que les photons émis d'une coupe transaxiale sont détectés suivant une ligne unique de chacune des projections (2D).

Une distribution 3D $f(x, y, z)$ pourrait être reconstruite comme étant une concaténation de distributions 2D $f(x, y)$. Le problème majeur de cette approche est le fait que le signal mesuré dans les projections est dégradé par des processus physiques tels que l'atténuation, la diffusion, la réponse du détecteur etc... Ainsi des photons émis d'une coupe transaxiale pourraient être détectés pas seulement dans la ligne de projection qui se trouve face à la coupe mais aussi bien dans les coupes voisines. En écrivant le problème sous une forme discrète où les projections et l'image à reconstruire sont échantillonnés, l'usage d'algorithmes itératifs rend possible la prise en compte durant la reconstruction des principaux effets physiques dégradants et cela en intégrant un projecteur qui modélise ces effets. La reconstruction d'une distribution d'activité tridimensionnelle 3D $f(x, y, z)$ pourrait être donc achevée soit en opérant une série de reconstruction de distribution d'activité bidimensionnelle 2D $f(x, y)$, chacune étant le résultat d'une reconstruction 2D impliquant un projecteur 2D ignorant ainsi les effets de dégradation tridimensionnelle, ou en effectuant une reconstruction 3D complète impliquant un projecteur 3D modélisant tous les effets physiques tridimensionnelles.

Les simulations Monte Carlo permettent le calcul de tel projecteur 3D. Les simulations sont effectuées à partir de données tomodynamométriques du patient. L'implication de tel projecteur dans un algorithme de reconstruction

itératif constitue la nouvelle méthode de reconstruction appelée F3DMC (Fully 3 Dimensions Monte Carlo) [Lazaro *et al.* NIM 2004]. Dans ce papier, on étudiera l'avantage de la méthode F3DMC apporté aux images reconstruites surtout en terme de quantification.

Matériel et Méthodes :

Les simulations Monte Carlo ont été réalisées avec le logiciel Gate [Jan *et al.* PMB 2004]. On a simulé un fantôme d'eau cylindrique contenant 5 cylindres de diamètres respectifs 4.8 (1), 6.4 (2), 7.6, 9.8, 11.1mm ainsi qu'un cylindre en os de diamètre 12.7 mm (6) (Fig 2). Le rapport d'activités en Tc-99m entre les cinq cylindres chauds et le fond est fixé à quatre alors qu'aucune activité n'a été insérée dans le cylindre froid en os.

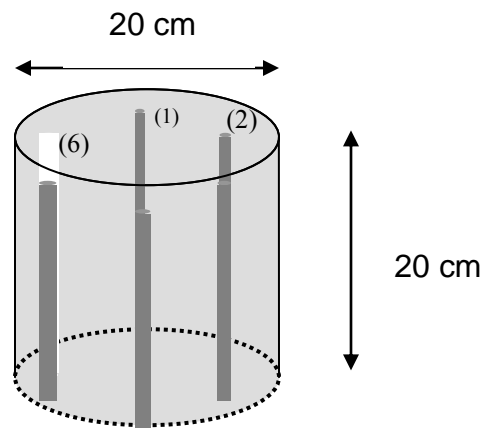


Figure 2: Fantôme simulée

La gamma camera simulée modélise une AXIS-Philips équipée d'un collimateur LEHR (Low Energy High Resolution). On a simulé 64 projections chacune de 64 x 64 pixels (dimension du pixel = 3.125 mm). Seuls les photons détectés dans la fenêtre 126-154 keV ont été retenus pour la reconstruction. Le projecteur utilisé pour F3DMC a été calculé en simulant une distribution d'activité uniforme dans le fantôme. L'objet 3D à reconstruire a été échantillonné en 64x64x64 voxels (dimension du voxel = 3.125 mm), ce qui donne un projecteur contenant 64^6 éléments. En pratique, pour des raisons d'espace de stockage en mémoire, seuls les éléments non nuls du projecteur sont stockés. Une fois les projections simulées et le projecteur calculé, on procède à la reconstruction utilisant la méthode F3DMC en cherchant la solution d'un système d'équations linéaires tout en utilisant l'algorithme itératif Maximum Likelihood Estimation Method (MLEM) [Miller *et al.* 1985].

Statistique et traitement du projecteur:

Le projecteur P impliqué dans la reconstruction F3DMC a été calculé à partir de 74 milliards de photons émis dont 16 millions ont été détectés dans la fenêtre de 126-154 keV. Chaque élément P_{ij} du projecteur correspond à la probabilité qu'un photon émis du voxel i soit détecté dans le pixel j .

$$p_{ij} = \frac{N_{ij}}{N_i} \quad (2)$$

Où N_{ij} est le nombre de photons qui a été émis du voxel i et détecté dans le pixel j et N_i est le nombre total de photons qui ont été émis du voxel i .

Le calcul du projecteur via Monte Carlo peut induire un bruit. Une méthode de réduire ce bruit serait d'appliquer une Analyse en Composantes Principales (ACP).

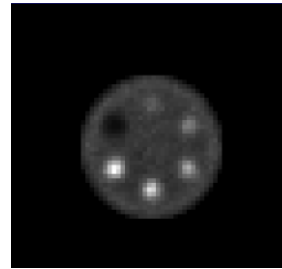
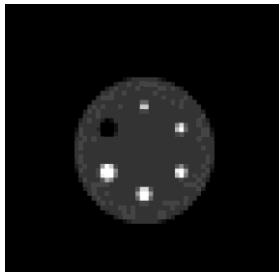
Impact des erreurs de modélisation:

Pour tenir compte du cas où les simulations Monte Carlo ne modélisent pas complètement les conditions expérimentales on a simulé deux types d'erreurs de modélisation:

- 1- Un décalage de 4 keV dans le calibrage en énergie de la caméra a été simulé. On a introduit ce décalage en calculant les projections correspondant aux photons détectés dans la fenêtre 122-150 keV alors que les photons utilisés pour le calcul du projecteur sont ceux détectés dans la fenêtre 126-154 keV. Ces jeux de projections seront notés P1 dans le cas de F3DMC et C1 dans le cas de MLEM-C.
- 2- Un décalage spatial qui pourrait éventuellement avoir lieu entre les données du CT utilisées pour le calcul du projecteur et celles utilisées pour ce calcul des projections du SPECT. Pour cela, on a simulé un décalage horizontal et vertical de respectivement un demi pixel (1.56 mm), un pixel (3.125 mm) et deux pixels (6.25 mm) entre la grille d'échantillonnage des pixels des projections et la grille d'échantillonnage utilisée pour le calcul du projecteur. Les jeux de projections décalés de respectivement un demi pixel, un pixel et deux pixels seront dénotés par la suite P2, P3, P4 dans le cas de F3DMC et C2, C3, C4 dans la cas de MLEM-C.
- 3- P et C indiqueront le cas où aucune modélisation d'erreurs n'a été faite dans les cas respectifs de F3DMC et MLEM-C.

Evaluation des images:

Afin d'estimer la qualité des images reconstruites (Fig.3 (b)) on a choisi de comparer les rapports d'activités (RA) entre les cylindres et le fond calculées dans les images reconstruites via la méthode de reconstruction F3DMC avec ceux reconstruites via la méthode MLEM-C [Tsui *et al.* IEEE 1988, Boccacci *et al.* Inv Problems 1999] qui est un algorithme utilisant un projecteur où on modélise analytiquement l'atténuation, la fonction de réponse du collimateur... Les valeurs de référence (RA) sont celles obtenues en calculant les rapports d'activité sur la distribution d'activité échantillonnée qui a été simulée (Fig.3 (a)).



(a) (b)
Figure 3: (a) Image de référence; (b) Image reconstruite

Résultats:

Le tableau suivant présente les valeurs des rapports de quantification calculés dans les différentes images reconstruites via F3DMC et MLEM-C et pour différentes configurations: sans erreur de modélisation (P), décalage en énergie (P1), décalage spatiale (P2, P3, P4).

Méthode de Reconstruction	Quantification relative					
	Cyl 1	Cyl 2	Cyl 3	Cyl 4	Cyl 5	Cyl 6
Valeur de référence	1.92	2.23	2.46	2.54	2.73	0.41
F3DMC (P)	1.68±0.06 (-12.5%)	2.04±0.07 (-8.5%)	2.33±0.07 (-5.3%)	2.82±0.07 (11.1%)	3.01±0.07 (10.3%)	0.45±0.02 (8.9%)
F3DMC (P1)	1.57±0.07 (-18.3%)	1.93±0.07 (-13.5%)	2.22±0.08 (-9.8%)	2.64±0.10 (3.9%)	2.86±0.09 (2.48%)	0.47±0.02 (14.7%)
F3DMC (P2)	1.55±0.06 (-19.3%)	1.93±0.06 (-13.5%)	2.16±0.06 (-12.2%)	2.62±0.08 (3.2%)	2.79±0.09 (2.2%)	0.45±0.02 (9.8%)
F3DMC (P3)	1.42±0.08 (-26.1%)	1.61±0.06 (-27.8%)	1.90±0.07 (-22.8%)	2.26±0.09 (-11.1%)	2.43±0.10 (-11.0%)	0.54±0.03 (31.7%)
F3DMC (P4)	0.72±0.03 (-62.5%)	0.86±0.03 (-61.5%)	0.91±0.02 (-63.0%)	0.96±0.03 (-62.2%)	1.08±0.03 (-60.5%)	0.63±0.02 (53.7%)
MLEM-C (C)	1.42±0.06 (-26.1%)	1.62±0.05 (-26.9%)	1.81±0.07 (-26.5%)	2.03±0.07 (-20.1%)	2.13±0.07 (-22.0%)	0.83±0.03 (102.4%)
MLEM-C (C1)	1.33±0.06 (-30.7%)	1.60±0.08 (-28.3%)	1.79±0.07 (-27.3%)	1.96±0.08 (-22.9%)	2.07±0.09 (-24.2%)	0.77±0.04 (87.8%)
MLEM-C (C2)	1.29±0.07 (-32.8%)	1.57±0.07 (-29.6%)	1.61±0.07 (-34.6%)	1.88±0.08 (-26.0%)	1.89±0.07 (-30.8%)	0.71±0.03 (73.2%)
MLEM-C (C3)	1.05±0.04 (-45.3%)	1.29±0.06 (-42.2%)	1.30±0.05 (-47.2%)	1.51±0.06 (-40.6%)	1.51±0.05 (-40.6%)	0.72±0.03 (75.6%)
MLEM-C (C4)	0.88±0.04 (-54.2%)	0.88±0.04 (-60.5%)	0.98±0.04 (-60.2%)	1.01±0.03 (-60.3%)	1.09±0.04 (-60.1%)	0.91±0.03 (121.9%)

Discussion et Conclusion:

On a montré la faisabilité de la méthode F3DMC en faisant la reconstruction des images du fantôme cylindrique dont les dimensions sont des dimensions qu'on trouve en pratique et dans des cas cliniques.

F3DMC s'est aussi montré robuste face aux erreurs de modélisation. On a aussi montré l'amélioration apportée aux images reconstruites en terme de quantification. On s'attend aussi à ce que ces résultats déjà présentés soient améliorés au fur et à mesure que le nombre de photons impliqués dans le calcul du projecteur augmente.

Références :

[Boccacci P et al], Bonetto P, Calvini P, Formiconi AR. A simple model for the efficient correction of collimator blur in 3D SPECT imaging. *Inv Problems* 15: 907-930, 1999.

[Jan et al, 2004], GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT *Phys.Med.Biol.*49:4543-61

[Lazaro D et al, 2004], Breton V. and Buvat I. Feasibility and value of fully 3D Monte Carlo reconstruction in Single Photon Emission Computed Tomography. *Nucl. Instr. and Meth. Phys. Res. A* **527** : 195-200

[Tsui B M W et al], Hu H B, Gilland D R and Gullberg G T 1988 Implementation of simultaneous attenuation and detector response correction in SPECT *IEEE Trans.Nucl.Sci.* **35** 778-83.