MCDMMCetFDDCC en SPECT : Modélisation et et correction du diffusé en SPECT par Méthode de Monte Carlo associées à la Fusion de Données SPECT/CT(ou IRM) par Data Consistency Conditions.

Laurent Desbat, Cécile Amblard, Lydia Maigne, Vincent Breton
contact : Laurent.Desbat@imag.fr

sep. 2003

En SPECT, tomographie par émission mono-photonique, ont tente d'identifier la distribution $f(x), x \in \mathbb{R}^3$ d'un radioélément injecté à un patient (ou que ce dernier à inhalé) à partir de mesures externes de son activité nucléaire sur une gamma caméra. L'intérêt de la SPECT par rapport à d'autres techniques comme le PET (Positron Emission Tomography) est son relatif faible coût de mise en oeuvre. Un de ses inconvénients majeurs est la relative faible résolution des images de SPECT (5 mm environ) et leur très mauvaise quantification (les niveaux locaux d'activité sont estimés, en routine clinique, avec des imprécisions relatives souvent de facteurs supérieur à 2). Il est donc essentiel d'améliorer la qualité des images de SPECT.

La gamma caméra est bi-dimentionnelle. Elle est en générale collimatée et décrit une trajectoire circulaire autour du patient. Lorsque la collimation est parallèle (cas le plus fréquent), on modélise en première approximation, la mesure $g(\phi, u, v)$ en le pixel u, v de la caméra en la position angulaire ϕ ($\phi \in [0; 2\pi[, (u, v) \in \mathbb{R}^2$) par :

$$g(\phi, u, v) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(u\theta + ve_3 + w\zeta) e^{-\int_0^{+\infty} \mu(u\theta + ve_3 + (w+z)\zeta) dz} dw \qquad (1)$$

où f est la fonction d'activité à identifier, μ est la fonction d'atténuation, $\theta = (\cos\phi, \sin\phi, 0)^t$, $\zeta = (-\sin\phi, \cos\phi, 0)^t$. On peut remarquer que l'identification de f peut-être mise en oeuvre à v fixé [2], c'est à dire indépendamment dans chacun des plans orthogonaux à l'axe de rotation e_3.

Depuis quelques années (seulemement!) on sait inverser de manière analytique cette expression (connue comme transformée de Radon atténuée) c'est à dire calculer f à partir de μ et g, voir [4]. Cependant deux obstacles majeurs s'opposent à l'exploitation de ces résultats théoriques récents :

1. Le modèle (1) est extrêmement simplifié par rapport à la réalité. Les effets de diffusion des photons dans la matière sont négligés (or on considère en SPECT que 30% des photons détectés sont des photonx diffusés (à 140keV)).

2. La fonction d'atténuation μ n'est en général pas connue pour le patient courant.

Afin de répondre au second obstacle, des chercheurs puis des industriels de l'imagerie médicale ont mis au point des systèmes d'imagerie intégrant une gamma caméra et un scanner donnant accès à la fonction μ. Actuellement, ces systèmes de bi-modalité d'image sont assez peu répandus (ce système est plus cher qu'une simple gamma caméra et la partie scanner est relativement sous-utilisée [un examen de SPECT dure beaucoup plus longtemps qu'un examen de CT]). Disposer de la fonction μ permet de prendre en compte l'atténuation, mais aussi la diffusion, en particulier avec les techniques de MC.

Nous proposons, un voie alternative pour mettre en correspondance un examen scanner acquis dans un scanner conventionnel, avec les données de la SPECT. Les données $g_v(\phi, u)$ ($g(\phi, u, v)$ à v fixé) doivent vérifier des conditions de consistances qui sont connues en 2D (ce qui est suffisant pour la collimation parallèle dans le cas de la trajectoire circulaire), voir [2]. Plus précisément, on connait une famille de fonction $h_l(\mu, \phi, u), l \in \mathbb{N}$ telle que

$$\int_0^{2\pi} \int_{\mathbb{R}} g_v(\phi, u) h_l(\mu, \phi, u) du d\phi = 0, \forall l \in \mathbb{N} \tag{2}$$

dès que $g_v(\phi, u)$ est la transformée de Radon d'une fonction (conditions nécessaire d'appartenance à l'image de la transformée de Radon atténuée). Les équations (2) sont connues sous le nom de DCC (Data Consistency Conditions). L'idée des méthodes d'identification de μ basées sur les DCC est de trouver la fonction μ qui minimise

$$\min_{\mu} \sum_{l} \left| \int_0^{2\pi} \int_{\mathbb{R}} g_v(\phi, u) h_l(\mu, \phi, u) du d\phi \right|^2$$

Un des problème majeur dans l'utilisation des DDC pour la détermination de la fonction μ est le fait que le problème extrèmement mal conditionné. Dans [3, 5] un modèle est utilisé pour μ et un faible de nombre de conditions l est utilisée pour l'identification d'un faible nombre de paramètres de la modélisation de μ.

Dans notre approche, nous supposerons que la fonction μ est connu grâce au scanner dans le référentiel du scanner [la conversion de μ de l'énergie des X vers l'énergies des photons de SPECT est nécessaire (voir [**?**, 1] et leurs bibliographies)]. Il ne reste plus qu'à mettre en correspondance μ avec les données de SPECT. Nous utilisons les DCC pour identifier les six paramètres de la transformation rigide représentant le passage du référentiel du scanner vers celui de la SPECT (trois translations $t = (t_1, t_2, t_3)$ et trois angles d'Euler pour la rotation R par exemple). Ceci suppose bien entendu que nous disposions de $g(\phi, u, v)$, c'est à dire des données de tomographie atténuée, donc corrigées des effets de la diffusion. Or les meilleures méthodes actuelles de correction du diffusé sont basées sur des techniques de Monte Carlo qui nécessite la connaissance de μ.

L'objectif de ce projet de recherche est de donc de faire coopérer une méthode de correction du diffusé en SPECT par des techniques de Monte Carlo et une méthode de mise en corespondance CT/SPECT pour l'identification de μ. Nous proposons de travailler sur la base de l'agorithme suivant :

1. corriger g du diffusé.

2. estimer la transformation rigide (R, t) de mise en correspondance CT/SPECT telle que $\mu_{R,t}(x) = \mu(Rx + t)$ par les DCC

$$\min_{R,t} sum_l \left(\int_0^{2\pi} \int_{\mathbb{R}} g_v(\phi, u) h_l(\mu_{R,t}, \phi, u) du d\phi \right)^2$$

3. Connaissant $\mu_{R,t}$, et g, identifier f avec l'inversion analytique de la transformée de Radon atténuée (Navikov, voir [4]).

4. Connaissant $\mu_{R,t}$ et f, déterminer le diffusé et reboucler sur 1.

Références

[1] S.C. Blankespoor, X. Wu, K. Kalki, J.K. Brown, H. R. Tang, C.E. Cann, and B.H. Hasegawa. Attenuation correction of spect using x-ray ct on an emission -transmission ct system: Myocardial perfusion assessment. *IEEE Transaction on nuclear science*, 43:2263–2274, 1996.

[2] F. Natterer. *The Mathematics of Computerized Tomography.* Wiley, 1986.

[3] F. Natterer. Determination of tissue attenuation in emission tomography of optically dense media. *Inverse Problems*, 9(2):731–6, 1993.

[4] F. Natterer. Inversion of the attenuated radon transform. *Inverse problems*, 17:113–119, 2001.

[5] A. Welch, R. Clack, F. Natterer, and G.T. Gullberg. Toward accurate attenuation correction in spect without transmission measurement. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 16:532–541, 1997.