

MODELES DE DEFORMATION VOLUMIQUE DU COEUR EN TOMOGRAPHIE D'EMISSION

Jérôme de MURCIA , Pierre GRANGEAT

LETI (CEA-Technologies Avancées)

Département Systèmes, CEN/G, 17 rue des Martyrs, 38054 Grenoble Cedex 9, France

RÉSUMÉ

Nous décrivons une méthode d'estimation de l'opérateur de déformation entre deux images 3D du cycle cardiaque en tomographie d'émission mono-photonique synchronisée. Cet opérateur est défini à partir de l'équation de continuité et du champ de vecteurs de mouvement entre les deux états étudiés. Ce champ est estimé à partir du suivi de surfaces caractéristiques des cartographies acquises. Cet opérateur permet d'introduire un modèle spatio-temporel de régularisation dans la reconstruction des images. L'algorithme est évalué sur une séquence d'images acquises sur un patient.

1. INTRODUCTION

L'objectif de la tomographie d'émission mono-photonique (TEMP) est d'établir une image fonctionnelle d'un organe. L'observation des organes est possible grâce à l'administration d'un traceur radioactif. Les mesures du rayonnement gamma émis permettent alors de reconstruire la distribution 3D du radioisotope dans la zone étudiée.

En imagerie cardiaque, le traceur marque la perfusion du myocarde du ventricule gauche. Pour s'affranchir du battement cardiaque, les acquisitions sont synchronisées sur l'électrocardiogramme. Cependant, afin d'éviter une trop longue immobilisation du patient, le temps d'acquisition global reste le même que pour les acquisitions non synchronisées. Les images élémentaires obtenues sont alors bruitées, du fait de la faible statistique de comptage.

Nous décrivons dans cet article une méthode permettant d'estimer l'opérateur de déformation entre deux états de la cartographie du cycle cardiaque. Cet opérateur est ensuite utilisé pour restaurer la séquence par lissage de Kalman [1].

2. MODÉLISATION DE LA DÉFORMATION DE L'ACTIVITÉ

Nous cherchons à définir un opérateur D_k permettant de transformer la cartographie à restaurer, f_0 , en une cartographie \tilde{f}_k représentative d'un autre instant du cycle cardiaque pour lequel des projections ont également été acquises :

$$\tilde{f}_k = D_k f_0$$

Nous nous plaçons dans le cadre de la mécanique des milieux continus pour effectuer cette étude. En effet, la répartition du traceur radioactif peut être assimilée à celle d'un milieu

ABSTRACT

This paper presents a method to estimate the deformation operator between two 3D images in gated single photon emission tomography. This operator is defined from the continuity equation and the 3D motion field between the two studied states. The motion estimation is carried out from the tracking of characteristic surfaces of the acquired activity map. This operator allows to introduce a spatio-temporal regularization model in image reconstruction. This algorithm is tested on data acquired on a patient.

continu variant au cours du cycle cardiaque sous l'action de forces extérieures. Avec le protocole d'acquisition utilisé, l'activité d'émission globale par image reste constante au cours du temps. Cette contrainte globale est équivalente à la contrainte locale suivante :

$$\frac{\partial a}{\partial t} + \nabla \cdot (a\vec{v}) = 0 \quad (1)$$

où $a(M, t)$ et $\vec{v}(M, t)$ sont respectivement la densité d'activité d'émission et la vitesse au point M à l'instant t . ∇ désigne l'opérateur de divergence. (1) est connue sous le nom d'équation de continuité [2].

Par conséquent, l'opérateur D_k est défini par l'équation de continuité et le champ V_k de vecteurs de mouvement \vec{v}_k entre les deux états considérés. Pratiquement, l'état 0 est transformé en l'état k en résolvant numériquement (1) connaissant V_k . Ceci implique d'estimer V_k en premier. Ce champ de vecteurs peut être considéré comme la déformation morphologique du myocarde. Son estimation est effectuée à partir des cartographies reconstruites f_0 et f_k .

3. ESTIMATION DU MOUVEMENT

L'estimation de ce champ de vecteurs est une tâche difficile à cause de la cinétique complexe du coeur. Une littérature abondante existe sur le sujet. Mais dans la plupart des cas, les travaux ne traitent que du problème de l'estimation des déformations de la surface du ventricule gauche, considérant des séquences non bruitées et de meilleure résolution spatiale qu'en TEMP [3], [4].

Dans le cadre de notre application, nous cherchons à attribuer à chaque point du myocarde un vecteur de mouvement. Seule la méthode proposée par Song *et al.* [5] répondrait directement à notre problème. Cependant, nous



n'avons pas retenu cette méthode jugée trop peu robuste. Nous proposons alors d'estimer le mouvement du coeur à partir du suivi de surfaces caractéristiques.

3.1. Modélisation du mouvement

Nous adoptons le modèle de mouvement proposé par Terzopoulos *et al.* [6]. Ce modèle a pour avantage de décomposer le mouvement en un mouvement rigide et un mouvement non rigide. Le mouvement complet en tout point M du myocarde, $\vec{v}(M)$, s'exprime par :

$$\vec{v}(M) = \vec{v}(C) + \vec{\Omega} \wedge C\vec{M} + \vec{d}(M)$$

où C est le centre d'inertie du myocarde, $\vec{v}(C)$ et $\vec{\Omega}$ les éléments du torseur du champ de mouvement rigide et $\vec{d}(M)$ le mouvement non rigide exprimé dans le référentiel cardiaque.

L'estimation du mouvement est alors effectuée en deux étapes successives conformément à la décomposition du mouvement faite précédemment.

3.2. Estimation du mouvement rigide

3.2.1. Principe

Les paramètres du mouvement rigide entre les phases 0 et k sont estimés à partir des variations d'origine et d'orientation du référentiel cardiaque. Nous assimilons $\vec{v}(C)$ et $\vec{\Omega}$ aux mouvements de translation et de rotation du référentiel entre les deux phases. Ils sont notés respectivement T_k et R_k .

3.2.2. Définition du référentiel cardiaque

Le référentiel cardiaque est défini par le centre et les axes d'inertie de l'ellipsoïde modélisant la surface barycentrique du myocarde. Nous définissons la surface barycentrique d'un volume conditionnellement à un repère et à un système de coordonnées radiales par l'équation :

$$\rho_G(\phi_G, \cdot) = \frac{\int_0^{\rho_{max}} a(\rho, \phi_G, \cdot) \rho d\rho}{\int_0^{\rho_{max}} a(\rho, \phi_G, \cdot) d\rho} \quad (2)$$

où $a(\rho, \phi_G, \cdot)$ est l'activité en (ρ, ϕ_G, \cdot) et ρ_{max} la distance maximale de scrutation.

La définition des axes principaux à partir d'un ellipsoïde a été préférée à la technique communément utilisée, fondée sur la matrice d'inertie [3]. En effet, si le coeur présente un défaut de vascularisation, des lacunes peuvent apparaître, modifiant les moments d'inertie. La modélisation par un ellipsoïde semble alors moins sensible aux défauts de fixation du traceur.

3.2.3. Détermination du référentiel cardiaque

Préalablement à l'estimation du mouvement, on définit manuellement une région d'intérêt (ROI) sphérique centrée sur le myocarde afin de retirer les organes émetteurs environnants (foie et intestin). Le coeur est alors extrait du fond par seuillage. Ce seuil est fixé à 35% du maximum d'activité de la ROI conformément au seuil utilisé par les médecins.

La discrétisation de l'équation (2) est effectuée à partir d'un échantillonnage du myocarde (figure 1) radial sphérique dans la partie apicale et medium ($0 \leq \theta \leq \frac{\pi}{2}$) et radial cylindrique dans la partie basale ($\frac{\pi}{2} \leq \theta \leq \frac{3\pi}{4}$). Le choix

d'un échantillonnage hybride permet d'être plus proche de la géométrie du myocarde. Pour chaque rayon d'échantillonnage $R(\phi, \cdot)$, le barycentre associé $G(\phi, \cdot)$ est calculé. L'ensemble des points G définit la surface barycentrique discrète \mathcal{G} .

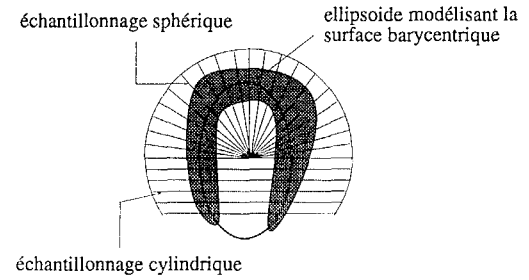


FIG. 1 - Rayons des échantillonnages sphérique et cylindrique et superposition de l'ellipsoïde modélisant la surface barycentrique du myocarde.

Pour une surface discrète donnée, les paramètres de l'ellipsoïde qui approche le mieux cette surface sont obtenus en résolvant le système d'équations linéaires correspondant aux équations normales associées à la fonction d'erreur suivante :

$$\sum_{i=1}^N (1 - \Gamma(x_i, y_i, z_i))^2 \quad (3)$$

où N représente le nombre de points définissant la surface, (x_i, y_i, z_i) les coordonnées de chacun de ces points et $\Gamma(x, y, z) = 1$ l'équation implicite de l'ellipsoïde.

Le référentiel cardiaque n'étant pas connu initialement, la surface barycentrique du myocarde est recherchée itérativement. Le repère initial est constitué par le centre et les axes de l'ellipsoïde défini à partir de (3) où les (x_i, y_i, z_i) sont les coordonnées des points du myocarde binarisé.

À l'itération i , une surface barycentrique \mathcal{G}^i est déterminée conditionnellement au référentiel $\mathcal{R}^i(C^i, [\vec{e}_1^i, \vec{e}_2^i, \vec{e}_3^i])$ où C^i et $[\vec{e}_1^i, \vec{e}_2^i, \vec{e}_3^i]$ sont respectivement le centre et les axes de l'ellipsoïde qui approche le mieux la surface barycentrique \mathcal{G}^{i-1} . \mathcal{R}^i est orienté tel que \vec{e}_3^i soit dirigé vers l'apex (figure 2). Le processus itératif est arrêté lorsque les différences sur les paramètres décrivant l'orientation et l'origine du référentiel cardiaque à deux itérations successives sont inférieures à certains seuils.

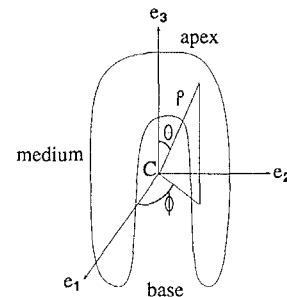


FIG. 2 - Référentiel cardiaque $\mathcal{R}(C, [\vec{e}_1, \vec{e}_2, \vec{e}_3])$.

Cauvin [7] utilise une méthode similaire à la nôtre pour orienter le myocarde mais à la différence que l'ellipsoïde est

déterminé à partir du squelette tridimensionnel du myocarde. Dans la suite de cette publication, le référentiel cardiaque associé à l'état k sera noté $\mathcal{R}^k(C^k, [\vec{e}_1^k, \vec{e}_2^k, \vec{e}_3^k])$.

3.2.4. Inférence du mouvement rigide

Le mouvement de translation T_k entre les phases 0 et k est alors défini par le vecteur C^0C^k représentatif du mouvement du centre du référentiel cardiaque entre les deux états. La matrice de rotation R_k est calculée par le produit $[\vec{e}_1^k, \vec{e}_2^k, \vec{e}_3^k]^t [\vec{e}_1^0, \vec{e}_2^0, \vec{e}_3^0]$ représentatif du changement d'orientation du référentiel.

3.3. Estimation du mouvement non rigide

3.3.1. Principe

La faible statistique des images impose de choisir un estimateur robuste. Le mouvement non rigide est alors estimé à partir du suivi des contours du myocarde et d'une surface barycentrique.

3.3.2. Modélisation du myocarde

Les contours du myocarde sont modélisés par une surface définie comme la réunion de deux surfaces S_A^k et S_B^k en forme de balle de fusil reliées par un plan P^k orthogonal à \vec{e}_3^k (figure 3). Les surfaces S_A^k , S_B^k et P^k modélisent respectivement la paroi interne, externe et la base du myocarde.

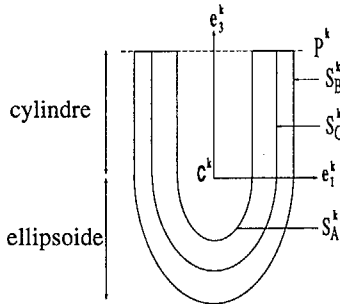


FIG. 3 - Modélisation du myocarde.

Les surfaces en forme de balle de fusil sont constituées par des demi-ellipsoïdes de révolution de centre C^k et d'axes $[\vec{e}_1^k, \vec{e}_2^k, \vec{e}_3^k]$ dans la partie apicale et medium, prolongés par des cylindres de révolution dans la partie basale. Cette forme est fréquemment utilisée en imagerie cardiaque TEMP [7].

Ce modèle de contour comporte cinq degrés de liberté définis par les deux paramètres a^k et c^k de chaque ellipsoïde représentant les demi-axes dans le plan $(\vec{e}_1^k, \vec{e}_2^k)$ et suivant \vec{e}_3^k et le paramètre h^k définissant la hauteur des cylindres.

L'ajustement du modèle de contour est effectué en recherchant les paramètres du modèle maximisant l'intégrale sur la surface de la norme quadratique du gradient.

La surface barycentrique S_G^k est définie comme la surface en forme de balle de fusil approximant la surface barycentrique du volume délimité par le modèle de contour. L'information supplémentaire apportée par le suivi de cette surface permet une estimation plus précise du champ de vecteurs de mouvement.

3.3.3. Détermination des surfaces

Pour des raisons de temps de calcul, les trois surfaces définissant le modèle de contour ne pas sont recherchées simultanément mais séquentiellement : en premier S_A^k et S_B^k , puis P^k .

Les surfaces S_A^k et S_B^k sont définies par les relations suivantes :

$$\begin{aligned} S_A^k &= \arg \sup_{S \in \mathcal{S}_A^k} \int_S |der(f_k)|^2 d\sigma \\ S_B^k &= \arg \sup_{S \in \mathcal{S}_B^k} \int_S |der(f_k)|^2 d\sigma \end{aligned}$$

où $der(f_k)$ est le gradient 3D de l'image f_k défini par Deriche *et al.* [8]. \mathcal{S}_A^k et \mathcal{S}_B^k sont deux ensembles finis et disjoints de surfaces en forme de balle de fusil. L'optimisation est effectuée en recherchant parmi tous les triplets de l'ensemble celui qui maximise la fonction de coût associée. P^k n'étant pas encore défini, on impose lors de cette recherche que h^k soit fixé à $0.5c_{\Gamma^k}$ où c_{Γ^k} est le demi-axe suivant \vec{e}_3^k de l'ellipsoïde Γ^k du mouvement rigide. Les intervalles de recherche des paramètres a^k et c^k des surfaces S_A^k et S_B^k sont définis à partir des paramètres de Γ^k .

Pour des raisons de stabilité, le paramètre h^k n'est pas déterminé à partir de l'image de gradient de f_k mais à partir d'une image intermédiaire $g_k(s, \Phi)$ représentant l'image des profils, décrits par l'abscisse curviligne s , de l'activité moyenne suivant les rayons d'échantillonnage et compris entre S_A^k et S_B^k , des coupes définies selon l'angle Φ . Le paramètre équivalent de h^k sur l'image g_k , noté s^k , est tel que la droite d'équation $s = \pm s^k$ représente la trace du plan P^k . s^k est obtenu en recherchant parmi tous les éléments d'un ensemble fini M de valeurs celui qui maximise l'intégrale suivante :

$$s^k = \arg \sup_{s \in M} \int_0^\pi \left| \frac{\partial g_k}{\partial s}(s, \Phi) \right|^2 d\Phi + \int_0^\pi \left| \frac{\partial g_k}{\partial s}(-s, \Phi) \right|^2 d\Phi$$

La surface S_G^k est identifiée à la surface en forme de balle de fusil qui approxime la surface barycentrique du myocarde comprise entre S_A^k , S_B^k et P^k . Ses paramètres sont obtenus de façon similaire à la détermination de Γ^k .

3.3.4. Inférence du mouvement non rigide

Nous modélisons la déformation qui transforme une surface en forme de balle de fusil S , de paramètres (a, c, h) , en une autre, S' , de paramètres (a', c', h') , par l'application L qui au point $M(x, y, z)$ associe le point $M'(x', y', z')$ tel que :

$$\begin{cases} x' = \frac{a'}{a}x \\ y' = \frac{a'}{a}y \\ z' = \frac{c'+h'}{c+h}z \end{cases} \quad (4)$$

L s'interprète comme une dilatation selon les trois axes du référentiel cardiaque dont les coefficients de dilatation associés sont égaux aux rapports des paramètres de S et S' .

Les coordonnées du vecteur de mouvement de chaque point de S se déduisent directement de (4).

L'attribution d'un vecteur de mouvement non rigide à chaque point du myocarde s'effectue alors par interpolation sur les coefficients de dilatation des surfaces S_A , S_G et S_B .

Avant d'établir le champ de déformation, les paramètres des surfaces caractéristiques sont lissés par une fonction spline.



4. DÉFORMATION DE LA CARTOGRAPHIE DE DISTRIBUTION

Connaissant le champ de vecteurs de mouvement entre les phases 0 et k , l'état 0 est déformé en l'état k en résolvant l'équation de continuité (1).

En pratique, celle-ci n'est pas résolue classiquement à partir des différences finies. Dans notre cas, cette méthode induit un phénomène de traîne. Aussi, nous formulons différemment la résolution.

L'activité à l'état k au point M est égale à la somme des activités à l'état 0 des points M_i qui après déformation se retrouvent dans le voisinage 26 connexe du point M . La contribution de l'activité de chaque point M_i est fonction de la distance entre M_i et M .

5. RÉSULTATS

Les tests de validation ont porté principalement sur l'estimation du mouvement. Celle-ci a été évaluée sur une séquence de 16 images 64^3 couvrant le cycle cardiaque et acquises sur un patient sain. L'image 1 correspond à la fin de la diastole et l'image 8 à la fin de la systole.

Pour chaque image du cycle, le référentiel cardiaque et le modèle du myocarde ont été calculés. La figure (4) représente les variations des paramètres a et $\frac{c+h}{2}$ des surfaces caractéristiques et la figure (5) la superposition du modèle du myocarde et des données au cours du cycle cardiaque.

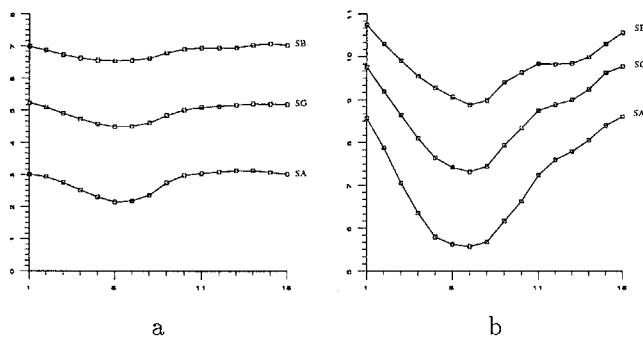


FIG. 4 - Evolution du paramètre a (graphe a) et du paramètre $\frac{c+h}{2}$ (graphe b) des surfaces S_A , S_G et S_B au cours du cycle cardiaque.

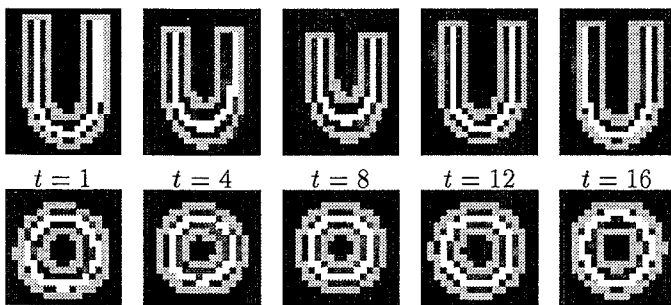


FIG. 5 - Superposition du modèle du myocarde et des données au cours du cycle cardiaque après reorientation.

Les plus fortes variations des paramètres ont lieu en systole. À l'inverse, en fin de diastole le mouvement de contraction est quasiment nul. Les graphes mettent également en

évidence que les déformations de l'endocarde sont beaucoup plus amples que celle de l'épicarde. Nous retrouvons dans la littérature le même type d'évolution des paramètres à travers le calcul du volume du ventricule gauche.

6. CONCLUSION

Dans cet article, nous avons proposé une méthode permettant d'estimer l'opérateur de déformation entre deux images 3D du cycle cardiaque. Le calcul de cet opérateur repose sur l'équation de continuité et l'estimation du champ de mouvement anatomique du myocarde. Cette dernière est effectuée à partir du suivi du contour du myocarde et d'une surface barycentrique. Les tests effectués sur des séquences réelles prouvent que les variations du modèle transcrivent correctement la cinétique cardiaque. L'inconvénient de notre méthode est de n'estimer que le mouvement de contraction/dilatation du coeur, en négligeant le mouvement de torsion et les déformations locales. Ce modèle est actuellement évalué pour restaurer des séquences par lissage de Kalman.

7. BIBLIOGRAPHIE

- [1] J. de Murcia and P. Grangeat. Reconstruction of cardiac gated spect images. In *International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction*, Aix Les Bains, 1995.
- [2] J.M Fitzpatrick. The existence of geometrical density-image transformations corresponding to object motion. *CVGIP*, 15 (6):155-174, 1988.
- [3] C. W. Chen, T. S. Huang, and M. Arrott. Modeling, analysis, and visualization of left ventricle shape and motion by hierarchical decomposition. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 16 (4):342-356, 1994.
- [4] C. Nastar. Vibration modes for nonrigid motion analysis in 3d images. In *Computer Vision, ECCV*, pages 231-236, Stockholm, 1994.
- [5] S. M. Song and R. M. Leahy. Computation of 3-d velocity fields from 3-d cine ct images of a human heart. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 10 (3):295-306, 1991.
- [6] D. Terzopoulos and A. Witkin. Physically based models with rigid and deformable components. *IEEE Computer Graphics and Applications*, pages 41-51, 1988.
- [7] J-C Cauvin. *Méthodes de traitement d'images appliquées à la détection et à la quantification des régions pathologiques en tomoscintigraphie du myocarde*. PhD thesis, Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand, 1992.
- [8] O. Monga, R. Deriche, and J-M. Rocchisani. 3d edge detection using recursive filtering: Application to scanner images. *CVGIP: Image Understanding*, 53 (1):76-87, 1991.