

# Recalage de séquences cardiaques spatio-temporelles IRM et TEP/TDM

Xavier BÂTY<sup>1</sup>, Christine CAVARO-MÉNARD<sup>1</sup>, Vincent ROULLIER<sup>1</sup>, Jean-Jacques LE JEUNE<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes Automatisés UPRES EA 4014  
62, Avenue Notre Dame du Lac, 49000 Angers, France

<sup>2</sup>INSERM Ingénierie de la Vectorisation Particulaire U 646  
10 rue André Boquel 49100 Angers, France

xavier.baty@univ-angers.fr, christine.menard@univ-angers.fr  
vincent.roullier@etud.univ-angers.fr, JJLeJeune@chu-angers.fr

**Résumé** – Dans cet article, nous présentons un processus de recalage multimodal appliqué à des séquences d'images : Images par Résonance Magnétique (IRM), Tomographie par Émission de Positons (TEP) et images de TomoDensitoMétrie (TDM) synchronisées à l'ÉlectroCardioGramme (ECG). Les images TDM et TEP sont acquises sur un même appareil hybride TEP-TDM. Le processus est divisé en deux parties : (i) un recalage global 3D rigide, entre les données IRM et TDM, fondé sur une approche modèle et (ii) un recalage local 2D utilisant l'information mutuelle et une Free Form Deformation (FFD). Afin de rendre l'information mutuelle sensible aux informations des données TEP et TDM, nous proposons la création d'une image composite qui permet de rendre compte des contours du myocarde (visibles sur les images TEP) et de l'enveloppe totale du cœur (visible sur les images TDM). Les premiers résultats sont présentés.

**Abstract** – In this paper, we present a multimodal registration method applied to gated Positron Emission Tomography (PET), Computerized Tomography (CT) and Magnetic Resonance (MR) images. CT images acquired on the same device as the PET ones are used to merge the anatomical MR and functional PET images. The registration process is divided in two steps : a 3D structure registration and a grey-levels registration. This approach enables global then local transformations. The structure registration uses a 3D biventricular heart model initialized on CT and MR data to define an optimal rigid transform. This global registration is then refined with the grey-levels step based on mutual information, free form deformations and the use of an original TEP-CT hybrid image. The first obtained results are then presented.

## 1 Introduction

De nos jours, l'imagerie médicale constitue un outil privilégié d'investigation, car elle donne accès à des informations morphologiques (forme, dimensions, volume,...), dynamiques (mouvement, déformation, vitesse,...) et fonctionnelles (perfusion, activité métabolique,...). En cardiologie, l'évaluation non invasive, par imagerie, de la fonction cardiaque présente un intérêt majeur pour le diagnostic et le traitement des maladies cardio-vasculaires. La nature complémentaire des informations apportées par les images d'IRM et de TEP permet aux cardiologues d'obtenir de nombreux renseignements concernant la viabilité myocardique dans le cas du post-infarctus récent : d'une part, l'imagerie TEP est le *gold standard* pour l'évaluation de la fonction ventriculaire gauche et, d'autre part, les images d'IRM fournissent des données de grande précision anatomique tout en étant une technique de référence pour étudier la fonction ventriculaire gauche et droite. De leur côté les images anatomiques de TDM sont de grande précision et permettent (avec injection de produit de contraste) la visualisation du réseau coronarien. Ainsi le recalage et la fusion de ces images permet l'obtention de données plus informatives.

Dans le cadre des études de viabilité cardiaque, le clini-

cienn établit généralement son diagnostic en inférant mentalement le comportement du cœur, à partir de séquences temporelles d'images. Un recalage de séquences d'images multimodales synchronisées à l'ECG doit donc permettre d'obtenir des images recalées et fusionnées précises et d'assurer la reproductibilité des résultats. Toutefois, le recalage de données cardiaques est un problème complexe à cause des mouvements conjoints du cœur et des structures thoraciques. De plus, aucun repère anatomique n'est discernable sur l'ensemble des trois modalités IRM, TEP et TDM. Une bibliographie couvrant les différentes approches du recalage cardiaque est disponible dans [1]. Toutefois, ces méthodes utilisent une TEP de transmission comme lien entre l'imagerie anatomique d'IRM et l'imagerie fonctionnelle de TEP. Nous utilisons, en lieu et place de ces données, les données TDM acquises sur un imageur hybride TEP-TDM.

Nous avons développé un processus de recalage divisé en deux étapes. La première est un recalage 3D global prenant en compte la structure anatomique du cœur [2]. La transformation rigide ainsi obtenue, initialise la seconde étape qui est constituée d'un recalage iconique autorisant des transformations locales. Pour notre application, cette approche est nécessaire car du fait de la synchronisation à l'ECG et de la nature complexe des déforma-

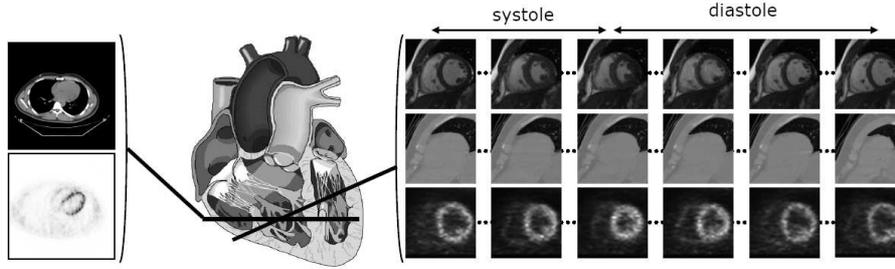


FIG. 1 – Localisation des coupes - à gauche : coupes axiales de TDM et TEP (de haut en bas) - à droite : coupes petit axe d'IRM, TDM et TEP (de haut en bas) centrées sur la zone cardiaque à différents instants du cycle cardiaque. Les coupes petit axe TDM et TEP sont reformatées à partir des coupes axiales.

tions cardiaques au cours d'un cycle, certaines déformations sont fortement localisées. La première étape utilise un modèle 3D du cœur permettant une mise en correspondance globale des données IRM d'une part et TEP-TDM d'autre part. La seconde étape est fondée sur l'utilisation de l'information mutuelle et d'une Free Form Deformation (FFD). Nous proposons l'utilisation d'une image composite TEP-TDM afin de tenir compte d'un maximum d'informations pendant le processus de recalage. L'aspect temporel est également pris en compte en initialisant la transformation multimodale recherchée à la phase  $t + 1$  par la composition de la transformation multimodale obtenue à la phase  $t$  et la transformation monomodale entre les deux phases  $t, t + 1$  de la séquence IRM.

La section suivante décrit la méthode de recalage que nous avons développée. La troisième section présente et commente les premiers résultats obtenus.

## 2 Méthodes

### 2.1 Recalage cardiaque

Les bases du recalage d'images appliqué à l'imagerie médicale sont présentées dans [3]. Le recalage entre une image source (notée  $S$ ) et une image cible (notée  $T$ ) consiste en la détermination de la transformation optimale  $\hat{\varphi}_{\theta}$  telle que  $S^{\varphi} := \varphi(S)$  soit similaire à  $T$  [4] :

$$\hat{\varphi} = \arg \max_{\theta} C(S^{\varphi_{\theta}}, T) \quad (1)$$

où  $C$  représente le critère de similarité et  $\theta$  le vecteur de paramètres qui définit la transformation.

Les images utilisées pour cette étude ont été acquises sur trois patients au sein du CHU d'Angers (des acquisitions supplémentaires sont en cours). Les images TEP au  $^{18}\text{F}$ FDG et TDM sont acquises en vue axiale (Discovery ST General Electric) alors que les images IRM sont acquises en vue petit axe (Signa Horizon 1,5 T LX 9.1 cf. fig. 1). Le champ "Image Orientation Patient" de l'en tête DICOM de la séquence IRM permet de reformater l'ensemble des images des séquences TEP-TDM en vue petit axe. Toutes les séquences sont synchronisées à l'ECG (16 images par cycle cardiaque). L'ensemble des paramètres d'acquisition est présenté dans le tableau 1.

TAB. 1 – Paramètres d'acquisition des images TEP, TDM et IRM.

	TEP	TDM	IRM
Taille	128×128	512×512	256×256
Nombre de coupes	47	335	12
Résolution ( $mm^2$ )	3,25 × 3,25	0,97 × 0,97	1,8 × 1,8
Épaisseur de coupe (mm)	3,27	1,2	8
Field of view (cm)	circulaire 50	circulaire 50	rectangulaire 46×34,5
Orientation	axiale	axiale	petit axe

### 2.2 Schéma développé

La nature complexe des mouvements du myocarde associée à l'utilisation d'images multimodales empêche la réalisation d'un recalage direct entre les images et l'hypothèse d'une relation fonctionnelle entre les niveaux de gris des images à recalage. Alors que dans [5] le recalage TEP-IRM est uniquement fondé sur un recalage des surfaces segmentées du myocarde, nous avons (suivant l'approche de [2]) développé un processus réalisant dans un premier temps un recalage global utilisant un modèle 3D du cœur ; le résultat de ce recalage est alors affiné par un recalage local iconique. Tandis que Mäkelä *et al.* utilisent une image de TEP de transmission et un modèle de thorax pour recalage des images TEP et IRM cardiaques en fin de diastole [6], nous utilisons les images TDM comme lien entre les images TEP et IRM et réalisons le recalage de l'ensemble des phases du cycle cardiaque. L'ensemble du processus est présenté en figure 2.

#### 2.2.1 Recalage géométrique global

Nous disposons d'un modèle 3D bi-ventriculaire qui une fois déformé sur les données IRM d'une part et TDM d'autre part permet la recherche par ICP d'une transformation rigide mettant les données IRM et TDM dans le même repère. Les données TEP étant acquises dans le même système de coordonnées que les images TDM, elles sont donc aussi globalement recalées après application de la transformation rigide. La déformation du modèle est effectuée grâce au calcul des forces *Gradient Vector Flow*

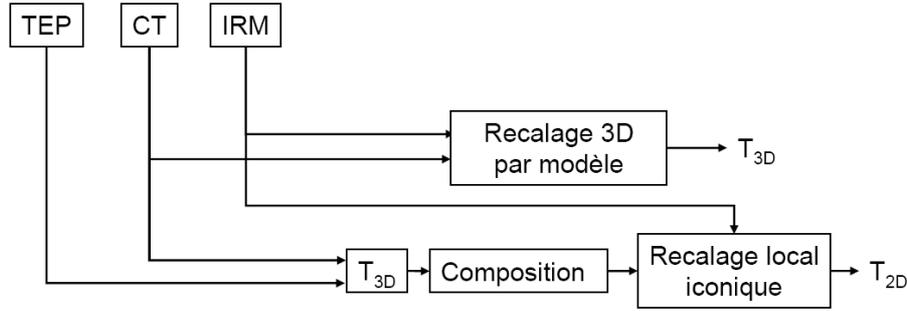


FIG. 2 – Principe général du processus de recalage : les données TDM sont recalées aux données IRM en utilisant un modèle 3D. La transformation obtenue est appliquée aux données TEP-TDM. Un recalage local iconique affine le résultat de la première étape.

(GVF) proposé par [7]. Cette étape prend en compte les résolutions des images ainsi que le *Field Of View*. Dès lors, les données TEP et TDM sont interpolées sur la résolution de l'IRM.

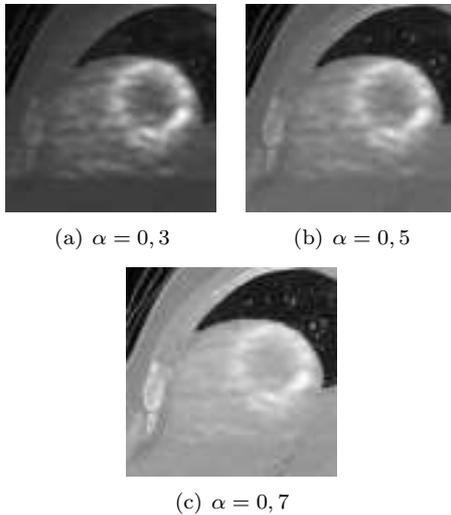


FIG. 3 – Images composites pour différentes valeurs de  $\alpha$

### 2.2.2 Recalage iconique local

Cette étape assure le recalage local. Elle se fonde sur les travaux de Mattes *et al.* [8] qui utilisent un algorithme basé sur les FFD et l'Information Mutuelle. Les FFD permettent de déformer l'image en déplaçant les nœuds d'une grille de points de contrôles. Les déplacements des points de contrôles sont interpolés par splines d'ordre 3 dont le support limité permet un contrôle local de la déformation. Une approche multirésolution est aussi adoptée afin d'optimiser le temps de calcul. Les images TDM étant acquises sans produit de contraste, les parois myocardiques ne sont donc pas visibles. Nous proposons donc l'utilisation d'une composition, (notée *Comp*, présentée en figure 3) des images TEP et TDM afin d'effectuer le recalage (Éq. 2).

$$Comp = \alpha \cdot TDM + (1 - \alpha) \cdot TEP \quad (2)$$

Cette image ne présente pas d'intérêt diagnostique mais sert uniquement à guider l'évolution du recalage local en

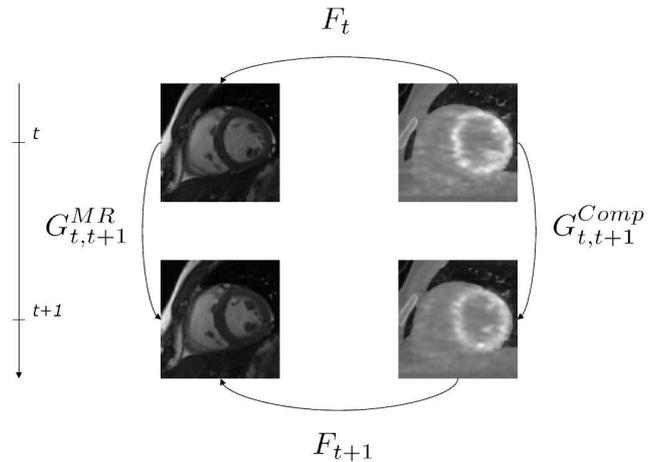


FIG. 4 – Schéma des transformations utilisées pour initialiser le recalage à l'instant  $t + 1$ .

prenant en compte à la fois les informations TEP ainsi que les informations TDM. La transformation obtenue est ensuite appliquée aux données TEP de départ d'une part et TDM d'autre part.

L'optimisation est réalisée par l'algorithme L-BFGS-B qui permet la recherche d'un minimum sur un large espace de recherche sans saturer les capacités des calculateurs [9].

Le processus complet (géométrique et iconique) de recalage est effectué entièrement pour la première phase du cycle cardiaque. Ensuite, seule l'étape de recalage local est nécessaire. Par ce même algorithme de recalage local (au choix des paramètres près : bornes de l'espace de recherche), nous estimons le champ de déplacement myocardique entre chaque phases des séquences IRM [10]. Ainsi le recalage  $F_{t+1}$  entre les images IRM et Comp à l'instant  $t + 1$  est initialisé par la composition du recalage  $F_t$  obtenu à l'instant  $t$  et la transformation  $G_{t,t+1}^{MR}$  obtenue sur les images IRM entre les instants  $t$  et  $t + 1$  comme le montre la figure 4.

## 3 Résultats

### 3.1 Recalage global

Notre modèle de cœur est construit sur le principe décrit dans [11, 12]. Un recalage par ICP donne la transformation

rigide globale entre les deux modèles. Les figures 5a et 5b présentent les résultats après recalage global à deux instants différents du cycle cardiaque.

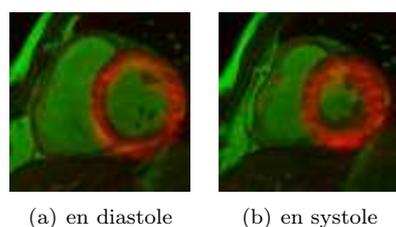


FIG. 5 – Résultat après recalage global.

### 3.2 Recalage local

Les algorithmes concernant le recalage local ont été implantés à l'aide de la librairie C++ *open source* ITK [13]. La transformation obtenue est appliquée aux données petit axe TEP. Les résultats sont présentés aux figures 6a et 6b. Des améliorations sont visibles dans la partie inférieure du myocarde.

## 4 Conclusion

Nous avons présenté, dans cet article, un système de recalage de séquences d'images cardiaques multimodales. L'utilisation d'une première étape de recalage global 3D fondé sur l'utilisation d'un modèle bi-ventriculaire permet la prise en compte de l'information anatomique. L'étape de recalage iconique local permet la prise en compte des déformations locales notamment par l'utilisation d'une image composite permettant une meilleure prise en compte des informations de TEP et de TDM. La prise en compte de la contrainte temporelle dans l'initialisation du recalage iconique permet d'accélérer la convergence des résultats. Les premiers résultats obtenus ont été jugés très satisfaisants par les experts.

## Références

[1] T. Mäkelä, P. Clarysse, O. Sipilä, N. Pauna, Q. Pham, T. Katila, and I. Magnin, "A review of cardiac image registration methods," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 21, no. 9, pp. 1011–1021, 2002.

[2] O. Camara, O. Colliot, and I. Bloch, "Computational Modeling of Thoracic and Abdominal Anatomy Using Spatial Relationships for Image Segmentation," *Real Time Imaging*, pp. 263–273, 2004.

[3] J. P. W. Pluim, J. B. A. Maintz, and M. A. Viergever, "Mutual information based registration of medical images : a survey," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 22, no. 8, pp. 986–1004, 2003.

[4] L. G. Brown, "A survey of image registration techniques," *ACM Computing Surveys*, vol. 24, no. 4, pp. 325–376, 1992.

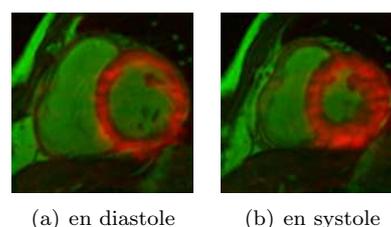


FIG. 6 – Résultat après recalage local.

- [5] S. Sinha, U. Sinha, J. Czernin, G. Porenta, and H. Schelbert, "Noninvasive assessment of myocardial perfusion and metabolism : Feasibility of registering gated MR and PET images," *American Journal of Roentgenology*, vol. 164, no. 2, pp. 301–307, 1995.
- [6] T. Mäkelä, Q. Pham, P. Clarysse, J. Nenonen, J. Lötjönen, O. Sipilä, H. Hänninen, K. Lauerma, J. Knuuti, T. Katila, and I. Magnin, "A 3-d model-based registration approach for the PET, MR and MCG cardiac data fusion," *Medical Image Analysis*, vol. 7, no. 3, pp. 377–389, 2003.
- [7] C. Xu and J. Prince, "Snakes, shapes, and gradient vector flow," *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 7, pp. 359–369, 1998.
- [8] D. Mattes, D. Haynor, H. Vesselle, T. Lewellen, and W. Eubank, "PET-CT image registration in the chest using free-form deformations," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 22, no. 1, pp. 120–128, 2003.
- [9] C. Zhu, R. Byrd, and J. Nocedal, "L-BFGS-B : Algorithm 778 : L-BFGS-B, FORTRAN routines for large scale bound constrained optimization," *ACM Transactions on Mathematical Software*, vol. 23, no. 4, pp. 550–660, 1997.
- [10] R. Chandrashekar, R. Mohiaddin, and D. Rueckert, "Analysis of 3D myocardial motion in tagged MR images using nonrigid image registration," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 23, no. 10, pp. 1245–1250, 2004.
- [11] F. Vincent, *Gabarits déformables élastiques pour la segmentation et le suivi de mouvement du cœur en IRM*, Thèse de Doctorat, INSA, Lyon, 2001, [http://www.creatis.insa-lyon.fr/~clarysse/Biblio/Vincent\\_December2001.zip](http://www.creatis.insa-lyon.fr/~clarysse/Biblio/Vincent_December2001.zip).
- [12] Q. Pham, *Segmentation et mise en correspondance en imagerie cardiaque multimodale conduites par un modèle anatomique bi-cavités du cœur*, Thèse de Doctorat, Institut National Polytechnique, Grenoble, 2002, [http://www.creatis.insa-lyon.fr/~clarysse/Biblio/Pham\\_December2002.zip](http://www.creatis.insa-lyon.fr/~clarysse/Biblio/Pham_December2002.zip).
- [13] L. Ibáñez, W. Schroeder, L. Ng, J. Cates, and the Insight Software Consortium, "ITK software guide second edition," *www.itk.org*, 2005.