

# Segmentation et Recalage 3D d'IRM Cardiaques pour la Quantification Automatique du Rehaussement Tardif

YASMINA CHENOUNE<sup>1</sup>, CONSTANTIN CONSTANTINIDES<sup>1,2</sup>, ELODIE ROULLOT<sup>1</sup>, ELIE MOUSSEAU<sup>2,3</sup>,  
FREDERIQUE FROUIN<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Pôle de Recherche en Ingénierie Appliquée à la Médecine (PRIAM)  
ESME Sudria, 38 rue Molière, 94200 Ivry-sur-Seine, France

<sup>2</sup> Inserm, UPMC, UMR\_S 678, Laboratoire d'Imagerie Fonctionnelle, 91 Bd de l'Hôpital, 75634, Paris cedex 13, France

<sup>3</sup> AP-HP, Hôpital Européen Georges Pompidou, Service de Radiologie Cardiovasculaire, 20 rue Leblanc, 75015 Paris, France

[chenoune@esme.fr](mailto:chenoune@esme.fr), [constantin@esme.fr](mailto:constantin@esme.fr), [roullot@esme.fr](mailto:roullot@esme.fr),  
[elie.mousseaux@imed.jussieu.fr](mailto:elie.mousseaux@imed.jussieu.fr), [frouin@imed.jussieu.fr](mailto:frouin@imed.jussieu.fr)

**Résumé** – Dans cet article, une chaîne de traitement d'images médicales, intégrant des outils de segmentation semi-automatique et de recalage global et local a été mise en place. Une méthode de recalage rigide 3D utilisant l'information mutuelle normalisée a été développée et appliquée au recalage local Ciné/RT pour la quantification de l'étendue de l'infarctus du myocarde. L'apport du recalage dans l'amélioration de la quantification automatique a été mis en évidence et une validation clinique par expertise visuelle a confirmé les résultats obtenus sur dix patients.

**Abstract** - In this paper, a complete medical image processing procedure, combining semi-automatic segmentation and global and local registration tools was carried out. A 3D rigid registration method using the normalized mutual information was developed and locally applied to Cine/Delayed-Enhancement MRI registration for the myocardial infarction extent quantification. The contribution of the registration to the automatic quantification improvement was identified and a clinical validation by visual expertise confirmed the obtained results in ten patients.

## 1 Introduction

L'application de méthodes quantitatives d'analyse d'images médicales cardiaques requiert souvent l'utilisation préalable d'outils automatiques ou semi-automatiques de segmentation et de recalage. L'imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est l'une des seules modalités d'imagerie peu invasives permettant l'obtention d'informations anatomiques et fonctionnelles complémentaires, nécessaires dans le diagnostic des maladies cardiaques ischémiques. L'acquisition de séquences Ciné permet notamment l'étude dynamique de la fonction cardiaque tandis que l'IRM de Rehaussement Tardif (RT), obtenue après injection d'un produit de contraste, est capable de détecter les zones ischémiques du myocarde [1]. L'étude conjointe de ces deux aspects est importante dans le diagnostic précoce des maladies ischémiques et dans le suivi thérapeutique des patients [2].

De nombreux auteurs proposent des méthodes automatiques ou semi-automatiques de segmentation d'IRM cardiaques anatomiques [3-6], mais peu de travaux traitent de la segmentation d'IRM RT [7]. En effet, le rehaussement sous-endocardique des zones ischémiques introduit une perte de contraste entre le muscle et la cavité ventriculaire, ce qui rend difficile la segmentation du myocarde à partir de ces images RT. Ainsi, une solution possible serait d'exploiter les images Ciné, qui présentent un fort contraste entre muscle et cavité ventriculaire, afin d'en extraire les contours endocardiques et de les superposer sur les images de RT acquises sur le même patient, au même niveau de coupe et à quelques minutes d'intervalle.

Dans cette étude, nous proposons une procédure de traitement semi-automatique d'images IRM cardiaques, dans le but de quantifier l'Étendue de l'Infarctus Du Myocarde (EIDM). La chaîne de traitement comporte une étape de segmentation semi-automatique des contours myocardiques du ventricule gauche (VG) à partir des images Ciné. Les contours ainsi obtenus sont ensuite superposés sur les images de RT correspondantes afin de quantifier l'EIDM en utilisant une classification par c-moyennes floues. Une méthode de recalage qui procède en deux étapes est proposée afin de repositionner les images Ciné et RT, acquises à deux moments différents. Une synchronisation spatiotemporelle, nécessaire à un alignement global des données est préalablement effectuée [8]. Cet alignement grossier est ensuite affiné en utilisant un recalage rigide 3D, appliqué localement autour de la zone cardiaque, afin de corriger les artefacts de mouvement respiratoire et/ou du patient. Nous avons choisi comme critère de similarité l'Information Mutuelle Normalisée, qui est la mesure la plus adaptée à ce problème de recalage d'images multimodales [9].

Dix patients avec IDM récent ont été étudiés. Une évaluation qualitative et quantitative des résultats de recalage et de quantification de l'EIDM a permis la validation clinique de nos résultats, en comparaison à l'expertise visuelle d'un médecin expérimenté. Nous avons montré que la détection, la localisation et la quantification de l'EIDM ont été améliorées après l'application du recalage local 3D.

## 2 Patients et méthodes

### 2.1 Patients et données images

Dix patients avec IDM récent ont été étudiés. Tous les patients ont subi un examen IRM-Ciné 3D+t (12 à 15 coupes petit-axe PA) avec synchronisation à l'électrocardiogramme (imageur 1,5T).

Des images IRM-RT 3D (24 à 44 niveaux de coupes PA) ont ensuite été acquises 5, 6 et 7 minutes après l'injection d'un produit de contraste (Gadolinium), en période diastolique, afin de minimiser les artefacts de mouvement cardiaque. Ainsi, à l'unique image 3D de rehaussement, acquise en diastole (durée d'acquisition d'environ 300 ms), correspondent 4 à 5 images 3D de la séquence Ciné. Pour compenser cette différence entre les paramètres d'acquisition temporels des images Ciné et RT, une image Ciné 3D moyennée a été construite à partir des 4 à 5 images Ciné 3D. Un alignement global des repères a ensuite été réalisé en utilisant les informations de position et d'orientation des images, fournies par les en-têtes DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) [8].

### 2.2 Segmentation par GVF-Snakes

Les contours épicaudiques et endocardiques (épi/endo) de la cavité du VG ont été extraits semi-automatiquement des images Ciné. Cette segmentation a été réalisée en utilisant une méthode précédemment développée, combinant un filtrage morphologique (ouverture suivie d'une fermeture) et les Gradient Vector Flow Snakes (GVF-Snakes) [10].

Pour chaque coupe PA, l'utilisateur définit un point  $P_0$  au centre de la cavité et un point  $P_1$  à l'intersection haute du VG et du ventricule droit. Une région d'intérêt (ROI) carrée est ensuite centrée autour de  $P_0$ , de façon à inclure l'ensemble de la couronne myocardique (Figure 2). Le filtrage morphologique a été réalisé pour différentes valeurs d'un paramètre de taille ( $I$ ) tel que l'image ne contienne que les composantes connexes de taille supérieure à la valeur de  $I$ . L'utilisateur choisit l'image filtrée pour laquelle le résultat de la segmentation est le plus satisfaisant. Enfin, l'utilisateur a la possibilité de corriger les contours en récupérant leur enveloppe convexe, comme on peut le voir sur la Figure 2-c.

### 2.3 Recalage 3D rigide local

Après la synchronisation spatiotemporelle des données, un recalage plus fin est nécessaire afin de corriger les décalages dus à la respiration et aux éventuels mouvements du patient. Le déplacement entre deux temps d'acquisition des deux volumes 3D Ciné et RT peut être localement approximé par une transformation rigide :

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \Delta_q & \sin \Delta_q & 0 & 0 \\ -\sin \Delta_q & \cos \Delta_q & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \circ \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & \Delta_x \\ 0 & 1 & 0 & \Delta_y \\ 0 & 0 & 1 & \Delta_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \circ \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}$$

avec  $(x, y, z)$  et  $(x', y', z')$  les coordonnées des pixels, respectivement avant et après le recalage 3D,  $(\Delta_x, \Delta_y, \Delta_z)$  les composantes de la translation dans les directions  $(x, y, z)$  et  $\Delta_q$  la rotation planaire autour de l'axe  $z$ . L'algorithme de recalage procède ensuite à l'extraction d'un sous-volume 3D autour du cœur, en exploitant la ROI précédemment définie pour la segmentation. Les deux sous-volumes obtenus sont parfaitement alignés lorsque la valeur de l'Information Mutuelle Normalisée (IMN) entre les deux ensembles de données est maximale. La méthode d'optimisation itérative de Powell est ensuite utilisée pour rechercher la valeur de la transformation  $T$  qui minimise la fonction de coût :  $C(T) = e^{-IMN(I, J, T)}$ , avec  $IMN$  l'IMN entre les deux images à recaler  $I$  et  $J$ , calculée pour une transformation donnée  $T$ . L'IMN peut être exprimée ainsi :  $IMN(I, J) = \frac{H(I) + H(J)}{H(I, J)}$ , avec  $H(I)$  et  $H(J)$  les entropies de  $I$  et  $J$  respectivement et  $H(I, J)$  l'entropie conjointe de  $I$  et  $J$  donnée par :  $H(I, J) = -\sum_{i,j} p(i, j) \cdot \log[p(i, j)]$ , où  $p(i, j)$  représente la probabilité conjointe de  $I$  et  $J$  et  $(i, j)$  les intensités des niveaux de gris des images. Les entropies sont calculées à partir de l'histogramme conjoint des images  $I$  et  $J$ . Les valeurs des niveaux de gris des régions 3D sont normalisées entre 0 et 1 afin de réduire l'influence du bruit sur le calcul de l'IMN.

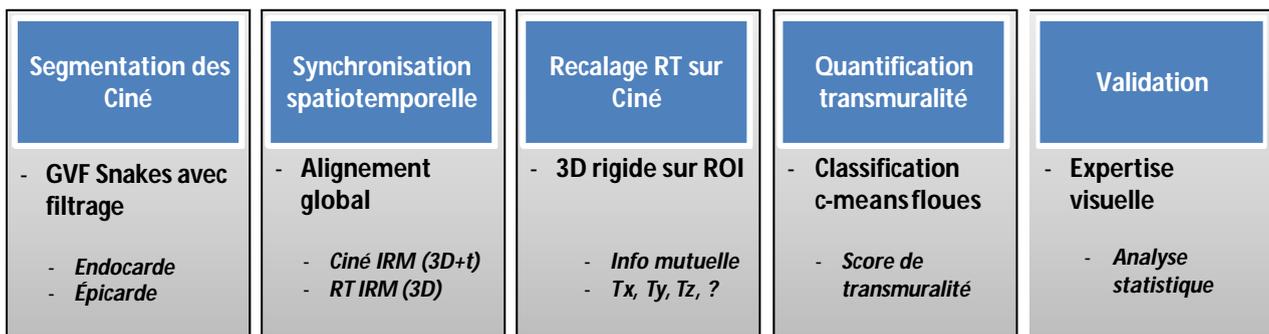
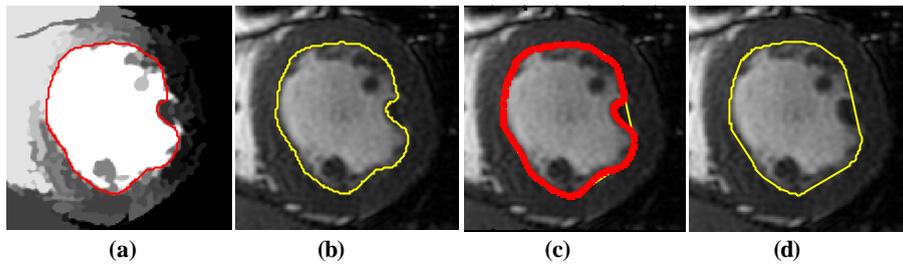


Figure 1 : Illustration de la chaîne complète de traitement des images cardiaques IRM Ciné et RT



**Figure 2: Illustration de la segmentation par GVF-Snakes, sur une coupe PA médiane avec muscles papillaires. Segmentation de l'endocarde sur l'image Ciné filtrée pour  $\tau = 4569$  (a), superposition du contour obtenu sur l'image Ciné originale (b), correction du contour endocardique initial par l'extraction de son enveloppe convexe (trait continu) (c), contour endocardique final (d)**

Les caractéristiques du processus de recalage décrit ci-dessus sont résumées dans le tableau Tab 1.

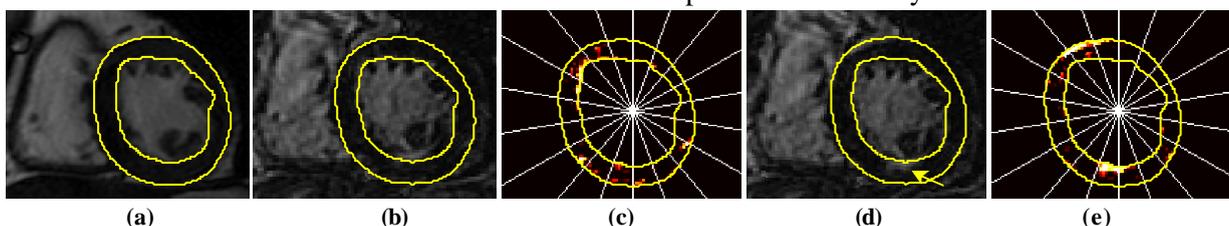
**Tab 1 : Caractéristiques du processus de recalage 3D par IMN**

Transformation	Rigide/ Locale
Dimensionnalité image	3D/3D
Mesure	IMN Normalisation des niveaux de gris
Implémentation	Interpolation trilineaire Optimisation Powell
Application	Multimodalité DE/Ciné Intra-sujet

## 2.4 Quantification automatique de l'EIDM

Une méthode de classification automatisée utilisant les c-moyennes floues a été appliquée à la zone myocardique définie par les contours épi/endo segmentés, pour la quantification de l'EIDM [11]. La cavité du VG a ensuite été divisée en six segments circonférentiels (antérieur, antérolatéral, inférolatéral, inférieur, inféroseptal et antéroseptal) en utilisant le découpage standard courant en routine clinique [12].

Pour une analyse précise du rehaussement myocardique, chacun des 6 segments précédemment définis a été divisé en 3 sous-segments. L'algorithme de c-moyennes classe alors les 18 sous-segments de chaque coupe PA suivant une échelle de 0 à 4, traduisant le pourcentage de l'étendue du rehaussement myocardique par rapport à son épaisseur. L'indice 0 correspond à une absence de rehaussement, l'indice 1 à un rehaussement de 0 à 25%, l'indice 2 à un rehaussement de 26 à 50%, l'indice 3 à un rehaussement de 51 à 75% et l'indice 4 à un rehaussement de 76 à 100% (transmurale).



**Figure 3 : Résultats de segmentation, de recalage et de quantification, obtenus sur une coupe PA, chez un patient présentant un IDM inférieur. Contours épi/endo extraits de l'image Ciné par GVF-Snakes (a), superposition des contours sur l'image RT correspondante avant (b) et après recalage local 3D (d), quantification automatique de l'EIDM par c-means floues, avant (c) et après (e) le recalage**

## 2.5 Expertise visuelle et validation

Une évaluation qualitative visuelle de l'amélioration de la position des contours sur les images RT après recalage 3D a été réalisée par un médecin expert. L'évaluation quantitative de la qualité du recalage a été faite 1) par le dénombrement par l'expert des contours épi/endo parfaitement repositionnés sur les images RT après le recalage et 2) par le calcul de l'erreur quadratique moyenne entre les images Ciné et RT. Les images RT acquises 7 min après l'injection du produit de contraste ont également été expertisées par le médecin et un score visuel traduisant l'EIDM a été attribué par l'expert à chacun des 18 sous-segments de chaque coupe PA, selon l'échelle décrite dans la section 2.4. Les scores obtenus par la méthode automatique ont ensuite été comparés segment par segment aux scores visuels.

## 3 Résultats et discussion

Le recalage rigide 3D a été utilisé pour chaque patient, sur les 3 études de RT. Au total, 30 volumes ont été traités, correspondant à 58 coupes PA. Le choix de la ROI était important pour l'obtention d'un bon alignement. Cette ROI devait inclure toute la structure cardiaque pour assurer une bonne estimation de la probabilité de distribution, nécessaire pour le calcul de l'IMN. L'interaction avec l'utilisateur a été minimisée puisque la ROI précédemment définie par l'utilisateur autour du VG pour la segmentation a été élargie (taille doublée) et a servi de nouvelle ROI pour le recalage 3D. La validation quantitative du recalage en utilisant le calcul de l'erreur quadratique moyenne a montré que cette erreur diminuait après le recalage dans 92% des cas. L'évaluation visuelle de l'expert a confirmé ce résultat puisque dans 91% des cas, les contours épi/endo ont été correctement replacés autour du myocarde.

La Figure 3 montre le résultat de la segmentation des contours épi/endo à partir d'une image Ciné (Figure 3-a), la superposition des contours sur l'image RT correspondante avant (Figure 3-b) et après le recalage local 3D (Figure 3-d), ainsi que le résultat de la quantification automatique de l'EIDM avant (Figure 3-c) et après (Figure 3-e) le recalage. Après le recalage en utilisant la transformation optimale  $(\Delta_x, \Delta_y, \Delta_z) = (0.54, 5.08, 0.00) \text{ mm}$  et  $\Delta_q = 3^\circ$ , l'IDM se trouvant dans la partie inférieure du myocarde est détecté et la quantification de son étendue correspond bien à la valeur mesurée visuellement par l'expert (40%, score de transmuralité 2). Les scores automatiques et visuels de l'expert ont été comparés segment par segment avant et après recalage 3D afin de mesurer l'apport du recalage local 3D dans la quantification automatique de l'EIDM. La comparaison de la concordance des scores automatiques et visuels a montré une nette amélioration sur l'ensemble des données traitées, comme on peut le voir sur le tableau Tab 2 qui montre le pourcentage de concordance pour des scores identiques ou en tolérant un écart de 1 entre scores automatiques et scores visuels.

**Tab 2 : Concordance entre scores de transmuralité avant et après recalage 3D local**

	Concordance	
	Avant recalage	Après recalage
Scores identiques	76%	80%
1 score de différence	86%	91%

#### 4 Conclusion

L'objectif de cette étude était d'aider les cliniciens dans le traitement rapide de données médicales en routine clinique et de fournir un outil permettant l'estimation quantitative de paramètres cardiaques fonctionnels de manière automatisée et reproductible. Une chaîne complète de traitements semi-automatiques d'IRM Ciné et RT, visant à quantifier l'EIDM a donc été proposée. Une méthode de recalage rigide 3D utilisant l'IMN a de plus été développée et appliquée en complément de l'alignement global grossier afin de corriger localement les éventuels artefacts de mouvements respiratoires et/ou du patient.

L'apport essentiel de cette étude réside dans l'amélioration de l'alignement Ciné/RT global par le développement de la méthode de recalage 3D ainsi que dans l'intégration et l'adaptation d'outils existants pour la mise en place d'une chaîne de traitement semi-automatique d'images multimodales. L'apport du recalage 3D dans la quantification automatique de l'EIDM a été mis en évidence puisque la concordance entre scores de transmuralité automatiques et expertise visuelle a été améliorée après l'application

du recalage. La procédure proposée et développée pour cette application peut en outre être utilisée pour d'autres applications de traitement et d'analyse d'images médicales, comme des études anatomiques/perfusion de premier passage ou perfusion de premier passage/rehaussement tardif.

#### Références

- [1] R. Kim, *et al.*, "The use of contrast-enhanced MRI to identify reversible myocardial dysfunction," *New Eng. J. of Med.*, vol. 343, pp. 1445-1453, 2000.
- [2] T. Stanton and T. H. Marwick, "Assessment of Subendocardial Structure and Function," *J Am Coll Cardiol Img*, vol. 3, pp. 867-875, 2010.
- [3] M. P. Jolly, "Automatic segmentation of the left ventricle in cardiac MR and CT images," *International Journal of Computer Vision*, vol. 70, pp. 151-163, 2006.
- [4] S. Essafi, *et al.*, "Left Ventricle Segmentation Using Diffusion Wavelets and Boosting," in *12th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 2009, pp. 919 - 926.
- [5] H. Zhang, *et al.*, "A Novel Medical Image Registration Method Based on Mutual Information and Genetic Algorithm," presented at the Computer Graphics, Imaging and Visualization, Beijing, China, 2005
- [6] N. Paragios, "A variational approach for the segmentation of the left ventricle in cardiac image analysis," *International Journal of Computer Vision*, vol. 50, pp. 345-362, 2002.
- [7] C. Ciofalo and M. Fradkin, "Segmentation of Pathologic Hearts in Long-Axis Late-Enhancement MRI " in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 2008 pp. 186-193.
- [8] R. El Berbari, *et al.*, "An automated quantification of the transmural myocardial infarct extent using cardiac DE-MR images," in *Proceedings of the 31th Ann. Int. Conf. of the IEEE EMBS*, 2009, pp. 4403-4406.
- [9] T. M. Mäkelä, *et al.*, "A Review of Cardiac Image Registration Methods," *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 21, pp. 1011-1021, 2002.
- [10] C. Constantinides, *et al.*, "Semi-Automated Cardiac Segmentation on Cine MRI using GVF-Snake Deformable Models," in *The MIDAS Journal- Cardiac MR LV Segmentation Challenge, MICCAI*, 2009.
- [11] N. Kachenoura, *et al.*, "Robust assessment of the transmural extent of myocardial infarction in late Gadolinium enhanced MRI studies using appropriate angular and circumferential subdivision of the myocardium," *Eur Radiol*, vol. 18, pp. 2140-47 2008.
- [12] M. Cerqueira, *et al.*, "Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart: a statement for healthcare professionals from the cardiac imaging committee of the council on clinical cardiology of the american heart association," *Circulation*, vol. 105, pp. 539-542, 2002.