

# Estimation du suivi du ventricule gauche du cœur par Modèle d'Etat Harmonique

EVINA EKOMBO P. Lionel  
Laboratoire LISQ\*  
[evinalio@yahoo.fr](mailto:evinalio@yahoo.fr)

\*Faculté de Sciences Dhar-el-Mahraz, Fès  
Concours jeune chercheur : Oui

OUMSIS Mohammed  
Laboratoire LISQ\*  
[oumsis@fsdmfes.ac.ma](mailto:oumsis@fsdmfes.ac.ma)

MEKNASSI Mohammed  
Laboratoire LISQ\*  
[m\\_meknassi@yahoo.fr](mailto:m_meknassi@yahoo.fr)

## Résumé

*Nous avons développé une nouvelle méthode de suivi de contour fermé qui se base sur un modèle d'état harmonique (MEH), afin de réaliser le suivi du ventricule gauche (VG) du cœur durant tout le cycle cardiaque. Cette méthode nous fournit les trajectoires des points du contour du VG, information nécessaire à l'analyse du mouvement cardiaque. Le vecteur d'état généré par le MEH permet une modélisation robuste et correcte de contour fermé. Nous nous appuyons sur ce vecteur d'état et nous l'utilisons comme descripteur local d'une région du VG. Le suivi du mouvement est réalisé par une recherche de vecteurs d'état similaires durant tout le cycle cardiaque. L'application en simulation de notre méthode donne des résultats satisfaisants. Sur les données réelles extraites de séquences ciné-IRM, les trajectoires calculées, des points du contour du VG tout au long du cycle cardiaque, nous permettent d'avoir une différence clairement visible entre un cœur sain et un cœur pathologique.*

## Mots clefs

Modèle d'état harmonique, Suivi de mouvement, Mesure de distance, Imagerie cardiaque, images Ciné-IRM.

## 1 Introduction

Les maladies cardiovasculaires, importante cause de mortalité dans le monde entier, sont provoquées majoritairement par une perturbation de la fonction contractile du cœur qui est réalisée par le myocarde, et en particulier le ventricule gauche (VG). Le suivi du mouvement ventriculaire gauche permet donc le dépistage d'un grand nombre de maladies cardio-vasculaires. L'imagerie médicale fournit un support incontournable pour le diagnostic cardiaque. Malheureusement, son interprétation directe est rendue difficile à cause de la faible résolution et la forte présence de bruits. L'emploi des techniques de modélisation spatio-temporelle est une excellente alternative qui donne beaucoup de paramètres pour l'analyse. Son utilisation respecte trois étapes : segmentation du contour du VG à partir des images cardiaques et modélisation (2D/3D) de la forme du VG, suivi temporel du mouvement du VG et enfin l'analyse des paramètres calculés lors des deux étapes précédentes pour l'émission du diagnostic. Dans ce travail, nous nous

intéressons à la deuxième étape. Le suivi du mouvement du VG est une phase clé dans le processus d'analyse de séquences cardiaques. Il apporte des informations intéressantes sur l'évolution temporelle du VG.

Actuellement, le suivi pêche encore par son manque de précision ou son coût de calcul élevé lorsque le résultat est satisfaisant. L'objectif de cet article est de présenter une nouvelle méthode de suivi qui se veut à la fois précise et adaptée au suivi de formes périodiques comme le ventricule gauche. Elle s'appuie sur un Modèle d'Etat Harmonique (MEH) [1]. Ce modèle offre une bonne modélisation d'un contour fermé (une évolution périodique) et dispose d'un vecteur d'état robuste qui exploite le filtre de Kalman pour son estimation.

Dans [1], nous avons proposé une modélisation du mouvement cardiaque (le mouvement ventriculaire gauche) sous forme d'un modèle d'état harmonique et linéaire. Ce modèle de mouvement combine trois caractéristiques essentielles pour un mouvement ventriculaire à savoir, l'accès à la dynamique cardiaque sur l'ensemble du cycle, une robustesse certaine aux bruits et l'interprétation physique directe de paramètres fonctionnels du VG. Le modèle est linéaire, périodique et traduit un modèle dynamique correspondant à la décomposition en série de Fourier du mouvement cardiaque. Utilisé comme modèle d'état dans un filtre de Kalman, ce modèle offre l'avantage de fournir une estimation robuste aux bruits, des paramètres du mouvement comme la vitesse et l'accélération qui sont des composantes du vecteur d'état du modèle. Jusqu'à présent, le modèle d'Etat Harmonique (MEH) a été exploité dans une dimension temporelle pour modéliser le mouvement du VG. La périodicité de la forme du VG (surface fermée) nous permet également une transposition du modèle dans une dimension spatiale à un instant donnée introduisant ainsi des contraintes de forme et de lissage via la décomposition harmonique. Cette double caractéristique révèle l'intérêt potentiel d'un tel modèle pour le suivi 2D/3D de la paroi du VG dans une séquence d'images. Dans ce travail, nous proposons une application du modèle MEH dans une dimension spatiale afin de suivre les déformations locales des régions du VG.

Ce papier est scindé en quatre parties. La première partie est plus théorique et présente le modèle MEH, précédé par un état de l'art, et s'achève sur notre méthode de suivi. Puis en deuxième partie, nous présentons la validation de notre méthode dans une simulation, qui fait ressortir les éléments caractéristiques de la méthode. La

troisième partie est consacrée à la mise en œuvre sur des séquences de données réelles de patients. En fin nous achevons ce document avec une conclusion et des perspectives.

## 2 Description de la méthode

### 2.1 Etat de l'art

De nombreux travaux ont été menés afin de fournir des outils d'aide au diagnostic. Ces travaux vont de la segmentation du cœur dans des séquences d'images à son analyse, en passant par la modélisation de la forme et le suivi du mouvement du cœur. Les recherches sur le suivi se divisent en deux groupes suivant le type de mouvement approché : rigide et non-rigide. Le mouvement du VG est non-rigide. Les contours actifs [2] assurent ce type de suivi et les travaux portant sur ce sujet foisonnent. Mais, ils sont sensibles à l'information contenue et ne tiennent pas compte des détails liés à la forme du VG, par exemple la périodicité du VG. Les méthodes de recalage fournissent des résultats intéressants, mais cela nécessite le plus souvent des modèles temporels assez complexes [3,4]. L'Iterative Closest Point (ICP) présentée par Besl et Mc Kay [5] est une méthode très utilisée pour le suivi. Des versions améliorées ne cessent d'être faites, elles portent notamment sur la mesure d'appariement (distance, flot optique, ...) [6,7,8] ou encore la fonction de transformation (rigide ou non-rigide) [8,9]. Il existe aussi des travaux dont la mesure de distances a retenu notre attention de par leurs résultats, il s'agit plus précisément des travaux de Wang [10], Papademetris [11] et Geiger [12].

Dans ce document, nous proposons une nouvelle méthode d'estimation du mouvement non-rigide qui vienne combler les manques recensés dans les méthodes mentionnées. Notre méthode prend en considération la périodicité du contour du VG et l'exploite par le biais du MEH. Il est à noter que le MEH [1] a déjà servi pour la modélisation temporelle du mouvement du VG (mouvement périodique). Ce modèle assure également la réduction de l'impact du bruit des mesures en réalisant un filtrage des données par le filtre de Kalman.

### 2.2 Modèle d'état harmonique pour un contour fermé

Dans chaque plan de coupe du cœur, le VG est modélisé par un contour fermé. Celui-ci peut être décrit par une fonction continue et périodique  $\rho(\theta)$  obtenue par développement du contour autour de son centre de gravité. Cette fonction est parfaitement caractérisée par un nombre fini d'échantillons :

$$\rho_l = \rho[(\theta_0 + l\Delta\theta)] \text{ avec } l=1, \dots, N \quad (1)$$

$l$  est le numéro de l'échantillon par rapport à  $\theta$ ,  $N$  le nombre des échantillons et  $\Delta\theta = 2\pi/N$  le pas d'échantillonnage en angle  $\theta$ . La fonction  $\rho(\theta)$  présente une périodicité par rapport à  $\theta$  ( $\theta$  varie de  $0$  à  $2\pi$ ). Si on considère la décomposition en série de Fourier, cette fonction peut s'écrire sous la forme suivante :

$$\rho(\theta) = \bar{\rho} + a_1 \sin(\omega\theta + \varphi_1) + \dots + a_n \sin(n\omega\theta + \varphi_n) \quad (2)$$

Le terme  $\bar{\rho}$  est la valeur moyenne,  $\omega$  la pulsation et  $n$  le nombre d'harmoniques. Les coefficients  $a_i$  et  $\varphi_i$  représentent respectivement les amplitudes et les phases des différents harmoniques.

Dans [1], nous avons montré qu'une telle évolution peut être modélisée par un modèle d'état harmonique d'ordre  $n$ . Ce modèle a été exploité dans une dimension temporelle pour modéliser le mouvement du VG (mouvement périodique). La périodicité de la forme du VG (surface fermée) nous permet également une transposition du modèle dans une dimension spatiale, introduisant ainsi donc des contraintes de forme et de lissage via la décomposition harmonique. Cette double caractéristique révèle l'intérêt potentiel d'un tel modèle pour le suivi 2D et 3D de la paroi du VG. Dans ce travail, nous proposons de modéliser la surface 2D du VG (contour fermé) par un MEH [1]. Ce modèle est un modèle dynamique, linéaire et permet d'associer une décomposition harmonique en série de Fourier (2) à un modèle dynamique linéaire (4). Utilisé comme MEH dans un filtre de Kalman, ce modèle offre l'avantage de fournir une estimation robuste aux bruits ainsi que des paramètres du vecteur d'état du modèle (3). Ce vecteur est composé de  $2n+1$  éléments :

$$R(\theta) = (\bar{\rho}, \rho(\theta), \dots, \rho^{(2n-1)}(\theta))^T \quad (3)$$

$\rho^{(j)}(\theta)$  représente la dérivée d'ordre  $j$  par rapport à  $\theta$ .

L'équation d'état du modèle dynamique est sous la forme suivante :

$$R(\theta + \Delta\theta) = F^\theta R(\theta) + \zeta_p(\theta) \quad (4)$$

La matrice  $F^\theta$  est une matrice de transition calculée en fonction du pas d'échantillonnage  $\Delta\theta$  [1], et  $\zeta_p(\theta)$  est un bruit gaussien à moyenne nulle.

Le vecteur d'état  $R(\theta)$  est un descripteur 2D local du contour du VG au niveau d'un point de contrôle. Pour une position  $\theta$ , le contour du VG peut être restitué par une série de multiplications récursives du vecteur d'état  $R(\theta)$  et de la matrice de transition  $F^\theta$ .

Ce modèle permet de générer autant de points que l'on souhaite sur le contour et de leur associer un vecteur d'état qui les caractérisent.

### 2.3 La méthode de suivi

L'objectif de notre méthode est de pouvoir suivre les points du contour du VG tout au long du cycle cardiaque, et d'être capable de reconstruire leur trajectoire.

Comme le vecteur d'état du MEH est un descripteur local, le suivi du mouvement est effectué au niveau de chaque point par une recherche de vecteurs d'états similaires. Etant donné un point de contrôle  $p$  du contour du VG,  $C_t$  à l'instant  $t$ , de vecteur d'état  $R_{pt}$ , nous déterminons lequel des points du contour  $C_{t+1}$  à l'instant  $t+1$ , après mouvement, possède un vecteur d'état très proche de  $R_{pt}$ . Afin de réaliser ceci, nous faisons appel à plusieurs méthodes de mesure de distance entre vecteurs. Après une étude des mesures existantes (Manhattan, Hausdorff, ...) [13] et de multiples simulations, nous retenons deux mesures pour leurs excellents résultats : la distance euclidienne et la mesure de corrélation.

$$D_{Euclid}(X, Y) = \sqrt{\sum_{i=0}^{n-1} (x_i - y_i)^2} \quad (5)$$

avec  $X, Y$  des vecteurs de taille  $n$

$$Corr(X, Y) = \frac{Cov(X, Y)}{Cov(X, X) * Cov(Y, Y)} \quad (6)$$

avec  $Cov(X, Y) = E(XY) - E(X) * E(Y)$   
où  $E(X)$  est la moyenne du vecteur  $X$  [14]

L'algorithme correspondant à notre méthode de suivi est présenté sur la figure 1.

*L'ouverture angulaire* de la fenêtre de recherche, qui définit sa taille, influe sur les résultats de la méthode. Des tests de simulations nous ont permis de lui attribuer la valeur de  $20^\circ$ .

*Mesure de proximité* : Pour élire un point  $q_j$  de la fenêtre de recherche comme étant le plus proche de  $p_i$ , la valeur de la mesure entre  $R_{p_i}$  et  $R_{q_j}$  doit dans le cas de :

- la distance euclidienne, minimiser la distance entre les deux vecteurs ;
- la corrélation, maximiser la vraisemblance, soit donc avoir la mesure la plus proche de 1 en valeur absolue.

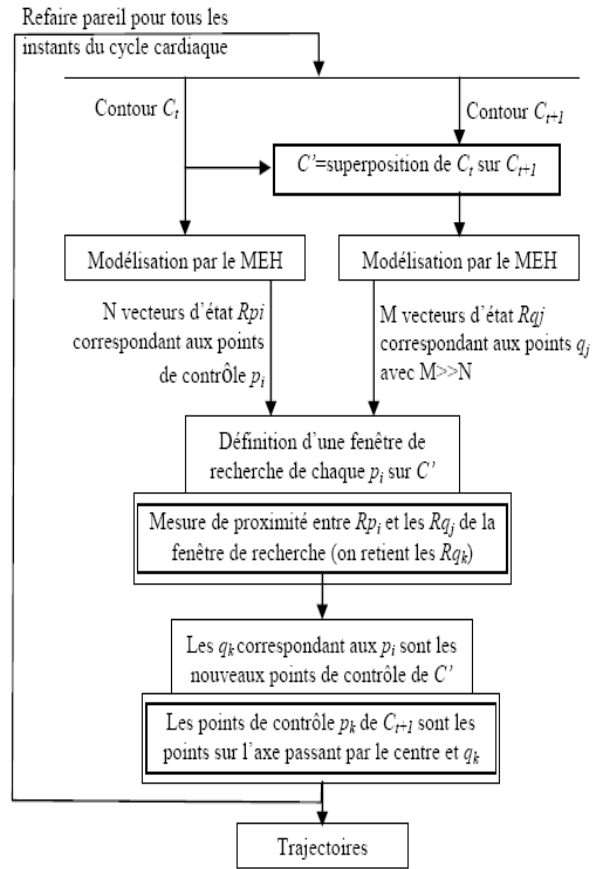


Figure 1 – Algorithme de suivi

## 3 Validation en simulation

La simulation se fait à partir d'un contour de VG extrait d'une image ciné-IRM. Sur ce contour, nous appliquons une succession de mouvements faibles (rotation, translation, dilatation/contraction) ou une combinaison de ces mouvements. Le choix de la mesure de distance est déterminé lors de cette simulation. Un autre élément déterminant dans notre méthode est le choix de l'ordre du modèle, nous trouverons le meilleur ordre pour assurer un suivi correct.

Le contour utilisé pour la simulation comporte 24 points. Lors de la modélisation, nous générons 200 points et sélectionnons 20 d'entre eux comme points de contrôles afin de faire leur suivi. Les mouvements appliqués, de faible amplitude, sont de 5 pixels pour chaque point du contour. La translation se fait suivant les deux axes.

### 3.1 Mesure de distance

D'après la section 2.3, les mesures de distance donnant de bons résultats en accord avec notre méthode sont la distance euclidienne et la mesure de corrélation. Les figures 2 et 3 donnent un aperçu des correspondances

obtenues après applications d'un mouvement de translation. La comparaison de ces figures permet de retenir la mesure de corrélation comme étant la mesure assurant le meilleur suivi.

### 3.2 Ordre du modèle

La transformée de Fourier Discrète comparée au MEH de même ordre fourni une plus grande erreur de modélisation. Dans [1], l'ordre 3 a été retenu comme étant celui qui offre un bon compromis pour la modélisation. Cependant, cet ordre 3 ne renferme pas toutes les informations sur la forme modélisée. La variation de l'ordre du modèle a été faite durant les tests de simulations, les résultats sont mentionnés sur les figures 2 et 3. La lecture de ces figures nous permet de retenir le modèle d'ordre 5, indépendamment du type de mesures utilisées. C'est en parfaitement harmonie avec la théorie, car le fait d'augmenter l'ordre permet d'avoir plus d'harmoniques, donc plus d'informations sur la forme locale du contour.

Il est à noter que le calcul du modèle MEH pour un ordre supérieur à 7 prend un long temps de calcul dû aux grandes valeurs à manipuler.

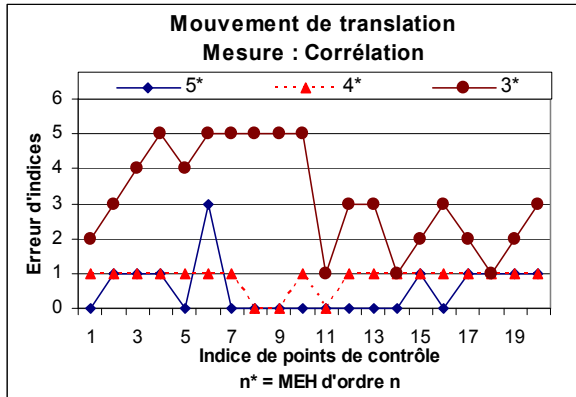


Figure 2 – Mesure de corrélation pour divers ordre du modèle MEH

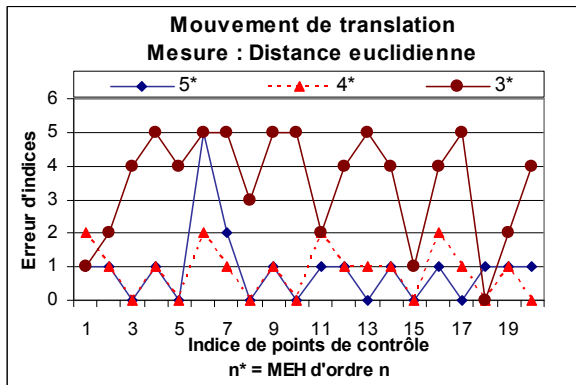


Figure 3 - Mesure de distance euclidienne pour divers ordre du modèle MEH

### 3.3 Mouvement de simulation

Dans un premier temps, nous observons le comportement du suivi après application de mouvements indépendants de rotation, de translation et de contraction (figure 4).

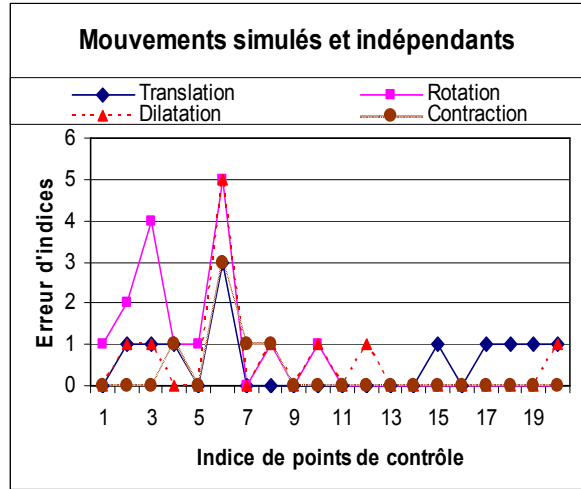


Figure 4 – Mouvement simulé et indépendant de translation, de rotation, de dilatation et de contraction.

Puis nous réalisons un mouvement similaire à celui fait par le VG lors du relâchement, à savoir un mouvement combiné de translation, rotation et dilatation. Le résultat du suivi se trouve sur la figure 5 et la figure 6.

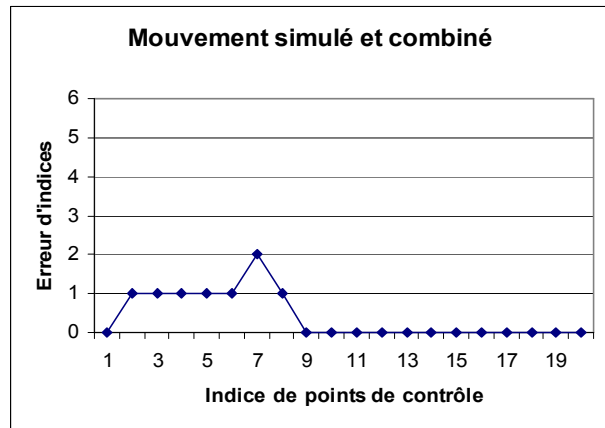


Figure 5 – Mouvement simulé et combiné (translation, rotation et dilatation)

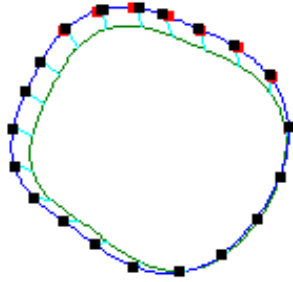


Figure 6 – Trajectoires des points après un mouvement simulé du VG

Comme on peut le remarquer sur les figures 5 et 6, les correspondances sont encourageantes. Nous passons au suivi du mouvement réel de VG à des données extraites des examens radiologiques.

## 4 Résultats sur des données réelles

La validation de la méthode de suivi se poursuit sur des données extraites de séquences d'images ciné-IRM acquise chez des patients sains et malades. Les séquences d'images sont de type 2D suivant la coupe du VG. La détermination des trajectoires des points, appartenant aux contours extraits, devrait nous permettre d'émettre un avis sur l'état des cœurs analysés (sain ou pathologique).

### 4.1 Extraction de contours

Pour les différentes images de la séquence, nous délimitons les parois internes et externes du VG par des contours.

Ces contours constituent les points d'entrée du MEH. Le choix des points de contrôle, dont on observera les trajectoires, est fait automatiquement.

La figure 7. montre le cœur dans deux états qu'il occupe durant le cycle cardiaque.



Figure 7. - Image ciné-IRM du cœur pendant la systole, à gauche, et la diastole à droite.

### 4.2 Séquences d'images ciné-IRM

Nous appliquons la méthode de suivi sur deux séquences d'images issues des examens de deux patients différents. Les séquences d'images dont nous disposons contiennent 16 images successives qui couvrent entièrement le cycle cardiaque. Nous suivons 20 points de contrôle sur le cycle.

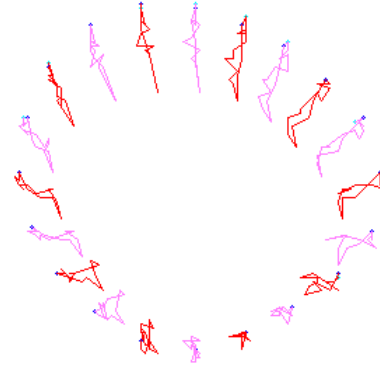


Figure 8. – Trajectoires estimées des points de contrôle de la paroi interne du VG

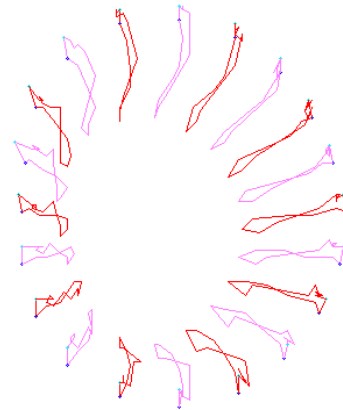


Figure 9. – Trajectoires estimées des points de contrôle de la paroi interne du VG

### 4.3 Analyse des résultats

L'analyse et la comparaison des deux cœurs, ayant servi pour notre test, est directement faisable à la lecture des figures précédentes.

La figure 8. montre des trajectoires très écrasées dans la partie gauche inférieure (septale et postérieure), bien au delà du fait de la proximité du ventricule droit. Certaines trajectoires sont complètement écrasées.

La figure 9. avec des trajectoires amples et allongées, correspond le mieux au mouvement réalisé par le VG d'un cœur sain.

Le VG du cœur de la figure 8. peut alors être considéré comme étant pathologique.

## 5 Conclusion et perspectives

Nous avons vu que les méthodes de modélisation et de suivi sont nombreuses dans la littérature. Il importe pour une méthode de suivi du VG d'avoir une technique qui réalise un bon suivi, tout en tenant compte des spécificités qu'il possède et des possibles informations à conserver. Nous nous sommes appuyés sur le MEH pour notre

méthode de suivi, car il offre une bonne modélisation sur contour fermé. Notre méthode exploite la modélisation spatiale du modèle, qui n'avait pas encore été faite, ainsi que sa résistance aux bruits. Les correspondances fournies dans le cadre des simulations sont quasiment exactes, et les résultats sur des données réelles sont très encourageants. Notre méthode permet donc de faire facilement et de manière instantanée la distinction entre un cœur pathologique et un cœur sain par la reconstruction des trajectoires.

Le nombre de séquences utilisés lors de la simulation était limité, mais les résultats obtenus nous amènent à passer à une étape de validation sur une plus grande échelle. Cette étape de validation, nous permettra également de faire la comparaison entre notre méthode et les meilleures techniques existantes comme entre autre la méthode HARP [15].

Nous comptons poursuivre ce travail sur deux principaux volets : tout d'abord, améliorer le tracé des trajectoires, d'où une meilleure précision, par l'application d'un filtre ; ensuite, reproduire le même procédé sur des enveloppes de plus grandes dimensions.

## Références

- [1] M. Oumsis, A. D. Sdigui, B. Neyran et I.E. Magnin. Modélisation et suivi par modèle d'état harmonique du mouvement ventriculaire gauche du cœur en Imagerie par Résonance Magnétique. Dans *Traitement du Signal 2000* – volume 17 – n 5/6 – pages 501-516.
- [2] Kass, M., Witkin, A., et Terzopoulos, D. Snakes : Active Contour Models. *International Journal of Computer Vision, volume 1* pages 321-331, 1988.
- [3] J. Declerck, J. Feldmar, and N. Ayache, Definition of a 4D continuous planispheric transformation for the tracking and the analysis of left-ventricle motion, *Med. Image Anal.*, vol. 2, no. 2, pp. 197–213, 1998.
- [4] J. Huang, D. Abendschein, V. Davila-Roman, and A. Amini, "Spatio-temporal tracking of myocardial deformations with a 4-D B-spline model from tagged MRI," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 18, no. 10, pp. 957–972, Oct. 1999.
- [5] P. J. Besl and N. D. McKay, A method for registration of 3-D shapes, *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14(2):239-256, February 1992.
- [6] J. Declerck, J. Feldmar, N. Ayache, Definition of a 4D continuous polar transformation for the tracking and the analysis of LV motion, *INRIA*. N° 3039, November 1996.
- [7] S. Benayoun, N. Ayache and I. Cohen, An adaptive model for 2D and 3D dense non rigid motion computation, *Technical report 2297, INRIA*, May 1994.
- [8] M. Sühling, M. Arigovindan, Myocardial Motion Analysis from B-Mode Echocar-diograms, *IEEE Transactions on image processing*, VOL., N° 4, April 2005.
- [9] M. J. Ledesma-Carbayo, J. Kybic, M. Desco, A. Santos and M. Unser, Cardiac Motion Analysis from Ultrasound Sequences Using Non-rigid Registration. *MICCAI 2001*, p. 889-896, 2001.
- [10] Y. Wang, B. S. Peterson and L. H. Staib, Shape-based 3D surface correspondence using geodesics and local geometry. *In Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, p. 644-651, 2000.
- [11] X. Papademetris, J. Sunisas, Dione and Duncan, Estimation of 3D left ventricular deformation from Echocardiography, *Medical Image Analysis In Press*, March 2001.
- [12] Geiger, Gupta, Costa, and Vlontzos, Dynamic Programming for Detecting, Tracking, and Matching Deformable Contours, *IEEE Transactions PAMI* 17(3)294-302, 1995.
- [13] Dengsheng Zhang, Guojun Lu, Evaluation of similarity measurement for image retrieval, *Neural Networks and Signal Processing*, pages 928-931 vol 2, 2003.
- [14] Murray R. Spiegel, Statistique, cours et problèmes, *Série Schaum, McGraw-Hill, Paris* 1993.
- [15] N.F. Osman and J.L. Prince, "Direct calculation of 2D components of myocardial strain using sinusoidal MR tagging", to appear in *Proc. of the SPIE Medical Imaging: Image Processing Conference, San Diego, California*, 1998.