

Diffusion sélective pour l'analyse de séquences IRM cardiaques marquées

Aymeric Histace¹, Vincent Courboulay², Christine Cavarro-Ménard¹, et
Michel Ménard²

¹ Laboratoire d'Ingénierie des Systèmes Automatisés (CNRS-FRE 2656),
Université d'Angers,
62, Avenue Notre Dame du Lac, 49000 Angers, France.
Tél : + 33 2 41 35 52 67,
aymeric.histace@univ-angers.fr

² Laboratoire Informatique Image Interaction,
Université de La Rochelle,
Pôle Sciences et Technologie, Av Michel Crépeau, 17042 La Rochelle Cedex 1 - FRANCE.
Tél : int+ 33 5 46 45 83 25, Fax : int+ 33 5 46 45 82 42
vincent.courboulay@univ-lr.fr

Résumé L'évaluation non invasive de la fonction cardiaque présente un intérêt majeur pour le diagnostic et le suivi de pathologies cardio-vasculaires. L'IRM cardiaque marquée (ou taggée) permet de mesurer des paramètres anatomiques et fonctionnels du myocarde. Ce protocole fait apparaître sur les images des séquences temporelles cardiaques Petit-Axe (PA) et Grand-Axe (GA) une grille se déformant avec le myocarde. Le suivi de cette grille permet ainsi d'estimer le déplacement intramyocardique. L'objectif de notre étude est de rendre robuste le suivi automatique de la grille de *tags* à la fois sur les séquences PA et GA. La méthode que nous avons développée pour le suivi de la grille de *tags* utilise un modèle de contour actif dont l'énergie image se construit grâce à une diffusion sélective permettant la sauvegarde de l'information de *tag* au détriment du reste. Cette approche permet l'obtention de résultats satisfaisants à la fois en terme de précision, de robustesse, de reproductibilité et de rapidité.

Mots clés Détection et suivi, Robustesse, Reproductibilité, Diffusion, IRM, *Tagging*.

1 Introduction

L'IRM de marquage tissulaire (*tagged MRI*) est actuellement la seule modalité en imagerie cardiaque autorisant une estimation **quantitative** de la déformation intramyocardique. Cette technique permet la génération non invasive de bandes sombres (*tags*) au niveau du myocarde, se déformant au cours du temps avec le mouvement de contraction du Ventricule Gauche (VG) (*i.e.* de la télédiastole à la télésystole) représentant à lui seul 80% de la fonction cardiaque. Cette technique présente néanmoins un inconvénient certain, dans la mesure où le protocole d'acquisition entraîne une perte des qualités images caractéristiques de l'IRM conventionnelle, en particulier au niveau du contraste. Ainsi donc, les méthodes habituelles intervenant dans la détection et le suivi de structure (ici les bandes sombres) sont difficilement applicables en tant que telles, et ce en raison de leur mauvaise adaptation à la problématique image. Bien qu'ayant fait l'objet de nombreuses recherches au cours des 20 dernières années, les différentes méthodes d'analyse mises en place sur les séquences d'IRM cardiaques marquées n'ont pas permis, à ce jour, l'utilisation en routine clinique de cette modalité. Les approches développées sont multiples et font appel à des cadres théoriques variées permettant, d'une part, une estimation directe du champ de déformation ventriculaire gauche (mesure de flot optique [18,8,5], recalage d'images [2,17], mesure de phase locale [16,9]) et, d'autre part, une estimation indirecte de ce même champ par détection et suivi du motif de marquage au moyen de modèles de contours actifs [14,21,1] (entre autres), de l'exploitation du profil gaussien des *tags* [3] (entre autres)

ou bien encore de l'utilisation de l'information spectrale [22,7]. Il reste néanmoins difficile de trouver, parmi ces approches, une technique intégrant à la fois les contraintes liées aux propriétés images des IRM cardiaques marquées ainsi que celles liées à une utilisation en routine clinique des outils développés (automatisme, rapidité des acquisitions et des traitements, robustesse, précision).



Fig. 1. Quelques images d'une séquence Petit-Axe (PA) acquises en IRM cardiaque marquée (de la télédiastole à la télesystole).

C'est dans cette optique d'application en routine clinique que nous proposons, dans cet article, une méthode de détection et de suivi robustes de la grille de *tags* au moyen d'un modèle simple de contours actifs [13]. La problématique centrale est de définir une énergie image adaptée issue d'une carte de potentiels suffisamment précise pour assurer une bonne robustesse de l'approche vis-à-vis du rapport entre l'énergie externe et l'énergie interne du modèle. Pour ce faire, nous proposons de mettre en place un processus de diffusion sélectif fondé sur l'utilisation d'une équation aux dérivées partielles (EDP) particulière issue de la théorie de l'information et récemment appliquée à l'image en niveaux de gris [11]. Nous montrons, en particulier, qu'une paramétrisation de cette équation intégrant des connaissances *a priori* sur le motif à restaurer permet de préserver l'information de *tag* au cours du processus de diffusion. Ces travaux font suite à ceux présentés dans [10] et [12].

La section 2 de l'article s'articule autour d'une présentation rapide de l'EDP utilisée pour la restauration¹. La section 3 présente la paramétrisation de cette équation de diffusion pour une application à la restauration des IRM cardiaques marquées et enfin, la section 4 est une présentation des résultats de détection et de suivi du motif de marquage au cours du temps, accompagnée de quelques éléments de quantification de la robustesse et de la reproductibilité de la méthode.

2 Equation de diffusion sélective

Soit $\psi : \mathbb{R}^2 \times \mathbb{R}^+ \rightarrow \mathbb{R}$ la fonction luminance associée à une image scalaire.

Diffuser l'information contenue dans l'image, c'est, entre autre, considérer un problème de minimisation d'une fonctionnelle E associée à ψ [4] qui a pour solution dans le cas des images scalaires, la juxtaposition de deux équations de la chaleur 1D orientées l'une dans la direction orthogonale au gradient de l'image, et l'autre dans la direction tangente.

$$\frac{\partial \psi}{\partial t} = \frac{\phi'(\|\nabla \psi\|)}{\|\nabla \psi\|} \psi_{\xi\xi} + \phi''(\|\nabla \psi\|) \psi_{\eta\eta} \quad , \quad (1)$$

où $\eta = \nabla \psi / \|\nabla \psi\|$ et $\xi \perp \eta$.

Cette EDP se caractérise par un effet diffusif anisotrope effectué dans les directions privilégiées ξ et η et permet un débruitage de l'image. Cependant, elle ne permet pas la prise en compte de connaissances *a priori* sur d'éventuels motifs à préserver (orientations par exemple).

Nous nous proposons donc d'utiliser une EDP différente issue de la physique de la mesure [6] et dont l'aspect théorique fait l'objet d'une autre contribution de mêmes auteurs aux TAIMA 2005 comme précisé plus haut. En considérant les mêmes notations que précédemment, cette EDP est alors la suivante :

$$\frac{\partial \psi}{\partial t} = \frac{1}{2} (\nabla - \mathbf{A}) \cdot (\nabla - \mathbf{A}) \psi \quad . \quad (2)$$

¹ La théorie sur ce point fait l'objet d'un développement complet dans une seconde contribution des mêmes auteurs au TAIMA'05 intitulée "Une approche informationnelle de la restauration d'images".

La particularité de cette EDP est d'intégrer un opérateur $\mathbf{A}$ associé à un potentiel vecteur permettant de contraindre la diffusion le long de lignes de niveaux données de l'image et donc d'imposer une sélectivité au processus de diffusion dépendant de connaissances *a priori* sur les motifs à préserver.

C'est cette équation que nous nous proposons de paramétrer dans la section suivante, afin de l'utiliser pour la génération de cartes de potentiels adaptées à notre problématique de détection et de suivi de la grille de *tags* en IRM cardiaque marquée.

3 Paramétrisation de l'équation de diffusion

Le but poursuivi par la méthode de diffusion mise en oeuvre dans le cadre de la problématique de détection et de suivi du motif de marquage en IRM cardiaque marquée peut se résumer en deux points : (i) éliminer l'information non pertinente (diffuser en dehors des *tags*) et (ii) préserver les motifs de marquage (ne pas diffuser les *tags*).

La particularité du motif de marquage, résultat du protocole d'acquisition défini au CHU d'Angers par les radiologues, nous amène à prendre en compte des caractéristiques précises quant à la restauration des IRM cardiaques marquées. En effet, les *tags* intègrent l'image de manière périodique, avec un espacement et une épaisseur connus, et surtout possèdent une orientation moyenne égale à $\pm 45^\circ$. Cette dernière propriété est particulièrement intéressante dans le sens où il est alors possible de caractériser chaque ligne de *tags* par deux gradients moyens qui leur sont propres : un premier orienté à $\theta_{tag} + \pi/2$ et l'autre à $\theta_{tag} + 3\pi/2$ (Figure 2).

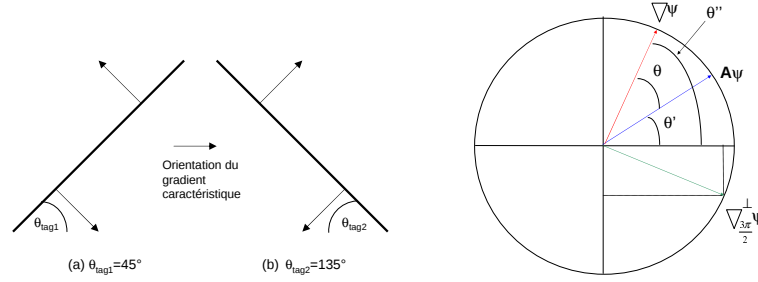


Fig. 2. Gradients caractéristiques des lignes de *tags* (à gauche) et construction géométrique de $\mathbf{A}\psi$ et $\nabla\psi$ (à droite).

Nous proposons donc de prendre en compte l'orientation moyenne des gradients des *tags* afin de pondérer la diffusion localement en intégrant cette propriété dans la construction de l'opérateur $\mathbf{A}$. Ainsi, afin d'obtenir un vecteur $\mathbf{A}$ adapté, nous proposons de partir de la construction géométrique illustrée par la Figure 2 représentant, au pixel courant, le gradient associé ainsi que le vecteur $\mathbf{A}$. L'idée sous-jacente est d'utiliser l'angle θ , caractéristique de la différence d'orientation entre le gradient local $\nabla\psi$ et $\mathbf{A}$, comme facteur de pondération de la diffusion. A partir de ces considérations géométriques, et compte-tenu des notations utilisées, nous pouvons donc exprimer $\mathbf{A}$ dans le repère global $(\mathbf{i}, \mathbf{j})$ sous la forme d'un opérateur particulier donné par :

$$\mathbf{A} = \nabla \cdot \cos \theta + \nabla \frac{1}{3\pi} \cdot \sin \theta \quad , \quad (3)$$

avec θ l'angle relatif entre $\mathbf{A}\psi$ et $\nabla\psi$ et $\nabla \frac{1}{3\pi} \psi$ le vecteur orienté à $3\pi/2$ du vecteur $\nabla\psi$.

Cette approche pour la construction de $\mathbf{A}$ permet donc bien de réaliser une diffusion sélective paramétrée par la différence d'orientation locale entre le gradient de l'image et $\mathbf{A}$. Si maintenant, nous imposons l'orientation θ' de $\mathbf{A}$ de manière cohérente par rapport aux *orientations locales* des *tags* (Figure 2), il sera alors possible de diffuser l'image tout en préservant la grille de marquage. En pratique, la méthode proposée pour le calcul de l'orientation locale de $\mathbf{A}$ se fonde sur l'analyse du voisinage du pixel courant (calcul des valeurs propres et vecteurs propres sur un voisinage 5×5 du pixel courant) dans le but d'augmenter la cohérence et la précision du vecteur solution selon une méthode présentée dans [19]. Cette approche s'avère cependant très sensible au bruit et surtout à l'effacement des *tags*. Dans ce dernier cas, le manque de contraste entre un *tag* et le reste de l'image rend difficile l'estimation de l'orientation de $\mathbf{A}$. Pour pallier ce problème, nous proposons d'effectuer

le calcul non pas directement dans l'espace image, puisqu'il peut être source d'erreur, mais dans l'espace de Fourier (Figure 3), où l'information *tag* est débruitée et utilisable à tout instant de la systole ventriculaire [22].

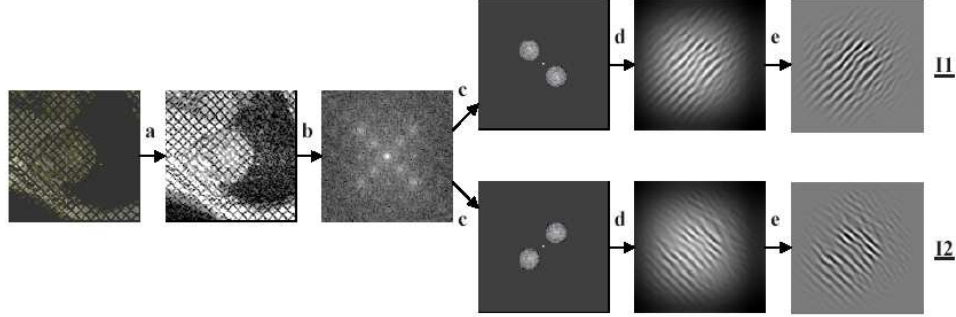


Fig. 3. Egalisation d'histogramme (a), FFT (b), multiplication par masques (c), FFT inverses (d) et filtrages directionnels de type dérivée seconde (e).

Plus précisément, l'application d'un masque elliptique sur les pics fréquentiels caractéristiques du motif de marquage en grille, suivi d'une transformée de Fourier inverse, permet l'obtention de deux images sur lesquelles l'information de *tag* devient beaucoup plus exploitable pour le calcul de l'orientation locale de **A**.

4 Génération de cartes de potentiels pour la détection et le suivi du motif de marquage

La Figure 4 présente les résultats obtenus en terme de préservation des motifs de marquage orientés à 45° sur des IRM de marquage tissulaire. Le pas d'échelle est $dt = 0.2$ pour un nombre d'itérations égal à 60. Afin de montrer des résultats appréciables visuellement, nous avons choisi de ne traiter qu'une direction des *tags* sur les images extraites de séquences complètes.

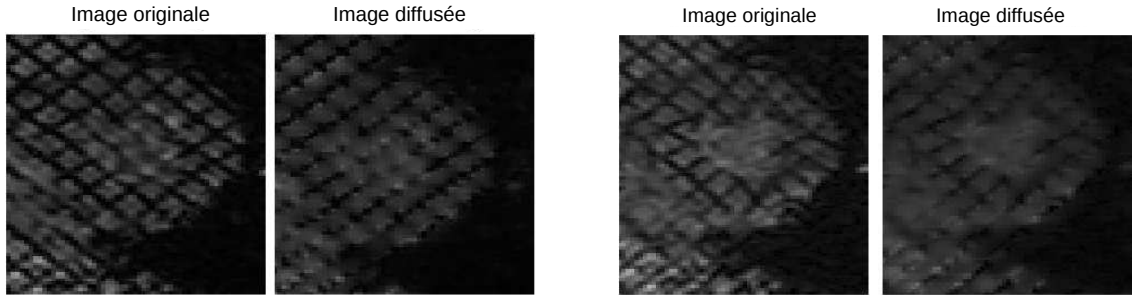


Fig. 4. Préservation des *tags* orientés à 45° par le processus de diffusion proposé sur une IRM cardiaque marquée en télédiastole (à gauche) en télésystole (à droite).

Comme nous pouvons le voir sur la Figure 4, le schéma de diffusion rend possible l'élimination progressive des artéfacts dus au bruit et également de l'information de l'image non relative aux *tags* (*i.e.* comprise entre deux lignes de *tags* consécutives).

De plus, le fait que **A** soit calculé de manière locale sur un voisinage particulier rend effectivement possible l'application du processus pour des instants différents de l'instant initial de contraction : la déformation locale étant prise en compte, le schéma de diffusion reste efficace durant toute la contraction systolique.

L'intégration de ces cartes de potentiels ainsi obtenues dans un modèle de contour actif classique, permettant la déformation d'une grille virtuelle sur le VG [10], conduit aux résultats de détection et de suivi présentés Figure 5.

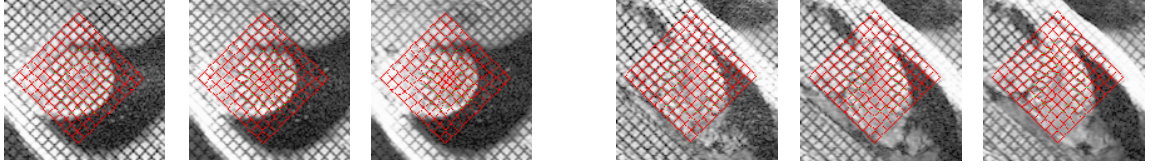


Fig. 5. Détection et suivi de la grille de *tags* sur une séquence PA (à gauche) et Grand-Axe (GA) (à droite), entre la télédiastole et la télésystole.

Une analyse quantitative de ces résultats selon un protocole de quantification de l'erreur globale de détection commise sur une séquence complète de 30 images (au sens du pourcentage de pixels de la grille virtuelle mal positionnés dans la zone ventriculaire gauche) effectuée par un expert médical, montre une bonne précision de la méthode (Figure 6), puisque pour la paramétrisation optimale, l'erreur de détection n'est que de 4% en moyenne. Cette approche se caractérise également par une bonne robustesse intra-patient et une bonne reproductibilité. En particulier, une variation de 40% du rapport des poids donnés aux énergies interne et externe est nécessaire pour que la précision de la détection et du suivi de la grille devienne insuffisante (supérieur à 15% comme le montre la Figure 6).

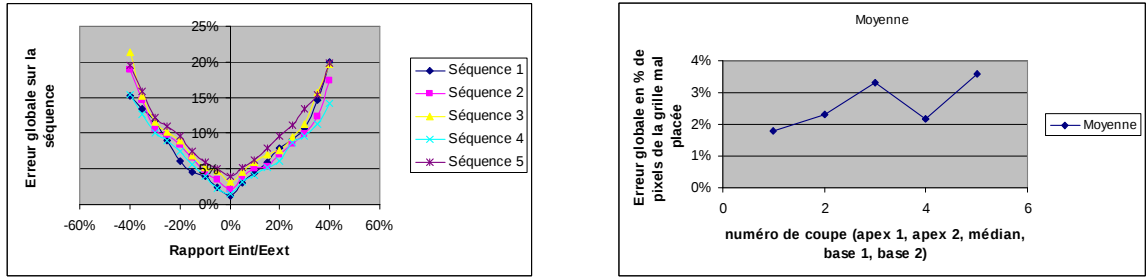


Fig. 6. Variation de l'erreur de détection moyenne en fonction du rapport entre l'énergie interne et l'énergie externe (à gauche) et variation de la moyenne sur 10 patients de l'erreur globale de détection de la grille de *tags* en fonction du niveau de coupe considérée (à droite).

Enfin, cette méthode a été testée sur un ensemble de 10 patients sans modifier la paramétrisation optimale obtenue pour l'analyse de la séquence du premier d'entre eux. Dans chaque cas, les résultats ont été jugés satisfaisants par l'expert médical du CHU d'Angers et, quantitativement parlant, le taux d'erreur globale en terme de détection reste faible (moins de 4%) (Figure 6).

5 Conclusion

Nous avons présenté dans cet article une méthode de restauration de l'information de *tag* fondée sur l'utilisation d'une EDP paramétrable et permettant la prise en compte de caractéristiques géométriques propres aux IRM de marquage tissulaire. Nous avons également proposé une analyse quantitative de notre approche, permettant de mettre en évidence la robustesse et la reproductibilité de la méthode de détection et de suivi de la grille de *tags* par un modèle de contours actifs intégrant les images restaurées (ou préservées) comme cartes de potentiels. Le temps de traitement d'une séquence complète est à l'heure actuelle d'environ 15 minutes sur un Pentium III cadencé à 900 MHz et possédant 512 Mo de RAM.

	Base	Médian	Apex
[20] (12 patients)	5.9 ± 0.4	6 ± 0.3	4.65 ± 0.2
[15] (31 patients)	5.0 ± 1.3	4.3 ± 1.1	4.2 ± 1.6
Notre estimation (10 patients)	5.7 ± 0.5	4.9 ± 0.7	4.3 ± 0.9

Tab. 1. Comparaison des valeurs moyennes ($\pm$ l'écart-type (SD)) des déplacements radiaux (en mm) entre deux études de référence et nos résultats. Une valeur positive indique un déplacement vers l'intérieur du myocarde).

Enfin, les premiers résultats d'estimations quantitatives de divers paramètres caractéristiques de la contraction ventriculaire (déplacements, torsion, déformations), réalisées sur un ensemble de 10 patients sains, sont particulièrement encourageants au regard de la littérature médicale (Tableau 1).

Références

1. A.A. Amini, Y. Chen, R.W. Curwen, V. Mani, and J. Sun. Coupled B-snake grids and constrained thin-plate splines for analysis of 2D tissue deformations from tagged MRI. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 17(3) :344–356, 1998.
2. R. Chandrashekara, R.H. Mohiaddin, and D. Rueckert. Analysis of myocardial motion in tagged MR images using nonrigid image registration. In *Medical Image Understanding and Analysis*, Porthmouth, 2002.
3. T. Denney. Estimation and detection of myocardial tags in MR images without user-defined myocardial contours. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(4) :330–344, 1999.
4. R. Deriche and O. Faugeras. Les edp en traitements des images et visions par ordinateur. *Traitement du Signal*, 13(6) :551–578, 1996.
5. L. Dougherty, J. Asmuth, A. Blom, L. Axel, and R. Kumar. Validation of an optical flow method for tag displacement estimation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(4) :359–363, 1999.
6. B.R. Frieden. *Physics from Fisher Information*. Cambridge University Press, 1998.
7. M. Groot-Koerkamp, G. Snoep, A. Muijtens, and G. Kemerink. Improving contrast and tracking of tags in cardiac magnetic resonance images. *Magnetic Resonance in Medicine*, 41 :973–982, 1999.
8. S. Gupta, J. Prince, and S. Androutsellis-Theotokis. Bandpass optical flow for tagged MRI. In *International Conference on Image Processing*, volume 3, pages 364–367, San Diego CA, 1997.
9. I. Haber, R. Kikinis, and C.F. Westin. Phase-driven finite elements model for spatio-temporal tracking in tagged mri. In *Proceedings of Fourth International Conference On Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI'01)*, pages 1352–1353, 2001.
10. L. Hermand, A. Histace, and C. Cavaro-Ménard. Analyses d'images IRM cardiaques marquées. In *13ème Congrès Francophone AFRIF-AFIA de Reconnaissance des Formes et d'Intelligence Artificielle (RFIA)*, volume 2, page 443, 2002.
11. A. Histace. *Détection et suivi robustes de structures dans des séquences d'images. Application à l'analyse d'IRM cardiaques marquées*. Thèse de doctorat, Université d'Angers, 2004.
12. A. Histace, V. Courboulay, C. Cavaro-Ménard, and M. Ménard. Détection et suivi des déformations intramyocardiques en irm cardiaque marquée. In *Actes du congrès GRETSI 2003*, volume 3, pages 316–320, 2003.
13. M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos. Snakes : Active contour models. *International Journal of Computer Vision*, 1 :321–331, 1988.
14. S. Kumar and D. Goldgof. Automatic tracking of SPAMM grid and the estimation of deformation parameters from cardiac MR images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 13(1) :122–132, 1994.
15. C. Moore, C. Lugo-Olivieri, E. McVeigh, and E. Zerhouni. Three dimensional systolic strain patterns in the normal human left ventricle : Characterization with tagged mr imaging. *Radiology*, 214(2) :453–466, 2000.
16. N.F. Osman, E.R. Mc Veigh, and J.L. Prince. Imaging heart motion using Harmonic Phased MRI (HARP). *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 19 :186–202, 2000.
17. C. Petitjean, N. Rougon, F. Prêteux, Ph. Cluzel, and Ph. Grenier. A non rigid registration approach for measuring myocardial contraction in tagged mri using exclusive f-information. In *Proceedings International Conference on Image and Signal Processing (ICISP'2003)*, Agadir, Morocco, 25–27 June 2003.
18. J.L. Prince and E. McVeigh. Motion estimation from tagged MR image sequences. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 11(2) :238–249, 1992.
19. O. Baylou P. Borda M. Terebes, R. Laviaille. Mixed anisotropic diffusion. In *Proceedings of the 16th International Conference on Pattern Recognition*, volume 3, pages 1051–1051, 2002.
20. A. Young, C. Kramer, V. Ferrari, L. Axel, and N. Reichek. Three-dimensional left ventricular deformation in hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation*, 90(854–867), 1994.
21. A.A. Young, D.L. Kraitichmann, L. Dougherty, and L. Axel. Tracking an finite element analysis of stripe deformation in magnetic resonance tagging. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 14(3) :413–421, 1995.
22. S. Zhang, M. Douglas, L. Yaroslavsky, R. Summers, V. Dilsizian, L. Fananapazir, and S. Bacharach. A fourier based algorithm for tracking SPAMM tags in gated magnetic resonance cardiac images. *Medical Physics*, 32(8) :1359–1369, 1996.