

# Interpolation avec réduction du bruit du champ de vecteurs 3D en IRM cardiaque du tenseur de diffusion

FENG YANG, YUE-MIN ZHU, XIN SONG, STANISLAS RAPACCHI,

PIERRE CROISILLE, MARC ROBINI.

CREATIS-LRMN; CNRS UMR 5220; Inserm U630, INSA de Lyon; Université Lyon 1;  
Université de Lyon; Villeurbanne, France.

[feng.yang@creatis.insa-lyon.fr](mailto:feng.yang@creatis.insa-lyon.fr)

**Résumé** – La qualité des champs de vecteurs est primordiale en IRM-TD cardiaque pour le calcul des images paramétriques telles que les cartographies des angles d’azimut et d’élévation, et pour la tractographie des fibres myocardiques. Dans cette communication, une méthode d’interpolation avec réduction du bruit pour des champs de vecteurs propres principaux 3D est proposée. La méthode localise d’abord les vecteurs bruités en utilisant des propriétés statistiques locales du champ de vecteurs, puis élimine les vecteurs bruités et en même temps interpole et reconstruit simultanément le champ de vecteurs à l’aide du modèle Thin Plate Spline (TPS). Les résultats obtenus montrent que la méthode proposée permet d’augmenter la résolution du champ de vecteurs tout en réduisant l’influence du bruit, générant ainsi des cartographies des angles d’azimut et d’élévation plus proches de la réalité, et des fibres myocardiques plus denses, plus longues et plus continues.

**Abstract** – The quality of vector fields in human cardiac DT-MRI is primordial for calculating parametric images such as azimuth angle maps and elevation angle maps, and for myocardial fiber tracking. In this paper, a noise-reduced interpolation method is proposed for 3D primary eigenvector fields. This method first localizes the noise-corrupted vectors using local statistical properties of vector fields, and then removes the noise-corrupted vectors and at the same time interpolates and reconstructs simultaneously the vector fields using Thin Plate Spline (TPS) model. Experiments and results show that the proposed method allows us to obtain higher resolution of vector fields while reducing noise, thus generating azimuth angle maps and elevation angle maps closer to reality, and making myocardial fibers denser, longer and more continuous.

## 1 Introduction

L’imagerie par résonance magnétique du tenseur de diffusion (IRM-TD) est une technique d’imagerie récente qui permet d’étudier les propriétés structurales des tissus fibreux via la mesure de la direction de diffusion des molécules d’eau dans les tissus [1]. En IRM-TD cérébrale ou cardiaque, pour reconstruire et visualiser la structure des fibres dans la matière blanche du cerveau ou dans le myocarde, on réalise la tractographie des fibres (« fiber tracking ») à partir des champs de vecteurs propres principaux des tenseurs de diffusion.

L’IRM-TD cardiaque étant très sensible au bruit et aux artefacts [2], les champs de vecteurs propres principaux associés sont sujets à des erreurs. Ceci entraîne des effets nuisibles sur la qualité de la tractographie des fibres. Par conséquent, le débruitage des champs de vecteurs est une étape importante pour relaxer les contraintes sur l’acquisition ainsi que pour améliorer la tractographie des fibres et son interprétation. En outre, du fait des problèmes inhérents à l’acquisition IRM-TD cardiaque chez l’homme, les voxels représentant le myocarde sont plutôt épars et le myocarde apparaît discontinu, incohérent avec les observations physiologiques. Afin de mieux décrire le

myocarde, il devient nécessaire d’interpoler le champ de vecteurs 3D. Ceci est d’autant plus vrai lorsqu’on utilise une méthode du type streamlining pour reconstruire la structure des fibres à partir du champ de vecteurs propres principaux, ou lorsque l’on n’a pas la possibilité de revenir aux champs de tenseurs ou aux images pondérées en diffusion. L’interpolation directe des champs de vecteurs bruités engendre cependant des vecteurs erronés. Nous proposons dans cet article une approche d’interpolation avec réduction du bruit opérant sur les champs de vecteurs.

Le filtre pour les données de vecteurs le plus populaire est le filtre médian [3], largement utilisé pour supprimer le bruit impulsionnel. Pour améliorer ses performances dans la suppression du bruit additif gaussien, le filtre médian de vecteurs a été combiné avec le filtre linéaire [3] ou étendu au filtre médian pondéré de vecteurs [4]. Dans [5], un filtre directionnel de vecteurs a été proposé pour corriger les vecteurs de couleur avec directions atypiques. Des méthodes variationnelles sont également reportées dans la littérature [6-9] pour débruiter des données vectorielles.

Des méthodes d’interpolation des champs de vecteurs en IRM-TD ont été proposées dans le même temps. Dans [10], les composantes des vecteurs propres

principaux sont interpolées en tenant compte d'une pondération définie par les valeurs de l'anisotropie fractionnaire (FA). Un autre critère d'interpolation sélective propre est proposé dans [11]; il utilise le produit scalaire comme valeur de seuil pour décider du poids à affecter aux vecteurs propres. Ces méthodes ont cependant un inconvénient: en pratique, les composantes d'un vecteur sont corrélées, et cette corrélation n'est pas exploitée si chaque composante est traitée indépendamment.

Nous proposons une nouvelle méthode d'interpolation avec réduction du bruit pour les champs de tenseurs en IRM-TD. Le débruitage est basé sur un mécanisme qui opère uniquement sur les vecteurs bruités au lieu d'agir sur l'ensemble des vecteurs. L'interpolation s'appuie sur le modèle Thin Plate Spline (TPS) [12] qui exploite la corrélation entre les composantes d'un vecteur et minimise l'énergie du champ de déplacement. La méthode commence par localiser et supprimer les vecteurs bruités en utilisant un critère d'homogénéité vectorielle, puis reconstruit les vecteurs bruités et interpole le champ de vecteurs à l'aide du modèle TPS dans un volume local choisi.

## 2 Interpolation TPS avec réduction du bruit

Le schéma d'interpolation avec réduction du bruit est donné Fig. 1. Il comprend deux opérations principales: (i) la localisation des vecteurs bruités et (ii) la reconstruction de vecteurs et l'interpolation du champ de vecteurs par le modèle TPS.

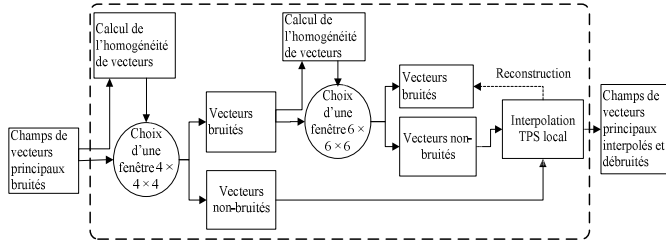


Fig. 1 Diagramme d'interpolation avec réduction du bruit des champs de vecteurs principaux.

### 2.1 Localisation des vecteurs bruités

Dans une zone locale du myocarde, les explorations physiologiques [15] nous apprennent que la direction d'un vecteur propre principal donné ne doit pas être fortement différente de celle de ses voisins. Pour quantifier la corrélation entre vecteurs voisins, nous introduisons la notion d'homogénéité de vecteurs définie via le produit scalaire. Considérons une fenêtre de taille  $M \times M \times M$ . En dénotant le vecteur courant par  $v(x_0, y_0, z_0)$  et les voisins de ce celui-ci par  $\{v(x_k, y_k, z_k)\}_{k=1}^{M^3-1}$ , l'homogénéité des vecteurs dans la fenêtre est définie par la somme des produits scalaires des vecteurs :

$$d(x_0, y_0, z_0) = \frac{1}{M^3} \sum_{k=1}^{M^3-1} (x_0 x_k + y_0 y_k + z_0 z_k) \quad (1)$$

Si l'on considère des vecteurs unitaires, le produit scalaire  $x_0 x_k + y_0 y_k + z_0 z_k$  reflète le cosinus de l'angle entre  $v(x_0, y_0, z_0)$  et  $v(x_k, y_k, z_k)$ . L'inhomogénéité de vecteurs indique alors le cosinus moyen des angles entre  $v(x_0, y_0, z_0)$  et ses voisins; sa valeur est comprise entre -1 et 1 (l'angle entre deux vecteurs appartient à  $[0, \pi]$ ).

Nous pouvons ainsi déterminer les vecteurs bruités en définissant la limite inférieure  $L_b$  de l'homogénéité de vecteurs. Quand  $d(x_0, y_0, z_0)$  est plus petite que  $L_b$ , le vecteur  $v(x_0, y_0, z_0)$  est considéré comme incohérent par rapport à ses vecteurs voisins, et donc comme un vecteur bruité de la fenêtre. Afin d'éviter de prendre des vecteurs frontaliers du myocarde comme des vecteurs bruités, une deuxième fenêtre, plus grande, est utilisée. Si l'homogénéité d'un vecteur est plus petite que les limites inférieures des deux fenêtres, il est considéré comme bruité.

### 2.2 Modèle TPS

Une fois les vecteurs bruités localisés, ils sont éliminés et ensuite reconstruits par interpolation à partir de leurs voisins. Dans la présente étude, le modèle d'interpolation TPS est choisi pour sa propriété de variation lisse [12] et pour exploiter la corrélation entre les composantes des vecteurs et la corrélation entre les points de contrôle (repères).

Le terme «thin plate spline» fait référence à une analogie avec la flexion physique d'une plaque de métal mince. Le TPS est initialement proposé pour le recalage d'images lorsqu'on connaît des points de contrôle, souvent épars et irréguliers, dans l'image originale et dans l'image déformée [12][13][14]. Il permet de calculer un champ de vecteurs de déplacement à partir des vecteurs de déplacement issus des points de contrôle. Dans ce qui suit, nous assimilons le champ de vecteurs propres principaux en IRM-TD au champ de vecteurs de déplacement; et utilisons le modèle TPS pour restaurer les vecteurs bruités et pour augmenter la résolution des champs de vecteurs propres principaux épars et irréguliers.

L'interpolation TPS en 3D est définie par l'équation (2) :

$$f(x, y, z) = a_1 + a_x x + a_y y + a_z z + \sum_{i=1}^n w_i U |P_i - (x, y, z)| \quad (2)$$

où  $f(x, y, z)$  est le vecteur de coordonnées  $(x, y, z)$ ,  $P_i$  représente les coordonnées des points de contrôle, et  $a_1, a_x, a_y, a_z$  sont les coefficients de la transformation affine globale, et  $w_i$  représente les coefficients de la transformation locale et non-linéaire. Le terme le plus important dans l'équation (2) est la fonction de base radiale  $U(r) = |r| = (x^2 + y^2 + z^2)^{1/2}$ , qui est la solution

fondamentale de l'équation biharmonique, et qui garantit la minimisation de l'énergie de flexion:

$$I(f) = \iiint_{R^3} (f_{xx}^2 + f_{yy}^2 + f_{zz}^2 + 2f_{xy}^2 + 2f_{xz}^2 + 2f_{yz}^2) dx dy dz \quad (3)$$

où  $f_{xx}, f_{yy},$  et  $f_{zz}$  désignent les dérivées partielles du deuxième ordre de la fonction  $f(x, y, z)$ , et  $f_{xy}, f_{xz},$  et  $f_{yz}$  les dérivées mixtes du deuxième ordre de la fonction  $f(x, y, z)$ . Minimiser l'énergie de flexion assure que les champs de vecteurs sont optimalement lisses selon cette mesure. Pour cette propriété, le modèle TPS est utilisé afin de restaurer les vecteurs bruités et d'augmenter la résolution des champs de vecteurs.

Si un vecteur est identifié comme bruité, il est éliminé et les autres vecteurs de la fenêtre sont choisis et utilisés comme points de contrôle dans l'interpolation par TPS pour la reconstruction des vecteurs éliminés.

Pour une meilleure interpolation tout en réduisant le bruit, l'influence des vecteurs bruités doit être réduite le plus possible. Donc, lorsqu'on choisit un point de contrôle pour la restauration et l'interpolation, il faut d'abord savoir si le vecteur en question est bruité ou non. Si oui, ce vecteur est abandonné dans le processus de restauration, sinon, il est pris comme un point de contrôle du modèle TPS. Plus précisément, pour une fenêtre donnée, si le nombre de vecteurs bruités dans cette fenêtre est plus grand qu'un tiers du total des vecteurs dans cette fenêtre, la zone est considérée comme une région sans orientation privilégiée. Dans ce cas, aucun vecteur dans cette fenêtre ne sera considéré comme vecteur bruité. La zone sera alors traitée comme une zone de vecteurs non-bruités, et sera interpolée directement.

### 3 Résultats et discussion

Afin d'évaluer la méthode proposée, des données de champs de vecteurs sur le site <http://www.ccbm.jhu.edu/research/DTMRIDS.php> sont utilisées. A partir de ces champs de vecteurs, des cartographies des angles sont calculées, sous-échantillonnées, et bruitées. La méthode est également comparée avec la méthode bilinéaire. Le sous-échantillonnage est réalisé en prenant une colonne sur deux, une ligne sur deux et une coupe sur deux. Un bruit gaussien additif est utilisé. Afin de mieux appréhender la performance et la robustesse de la méthode proposée, la tractographie des fibres est calculée à partir des champs de vecteurs interpolés aussi bien par la méthode bilinéaire que par la méthode proposée. La méthode de tractographie utilisée est basée sur l'algorithme de streamline.

Les performances de la méthode sont évaluées à partir des cartographies des angles d'azimut et des angles d'élévation, et à partir de la tractographie des

fibres. L'angle d'élévation des fibres représente l'angle entre la fibre et le plan de section, et l'angle d'azimut des fibres représente l'angle entre la projection de la fibre dans le plan de section et l'axe est-ouest du même plan.

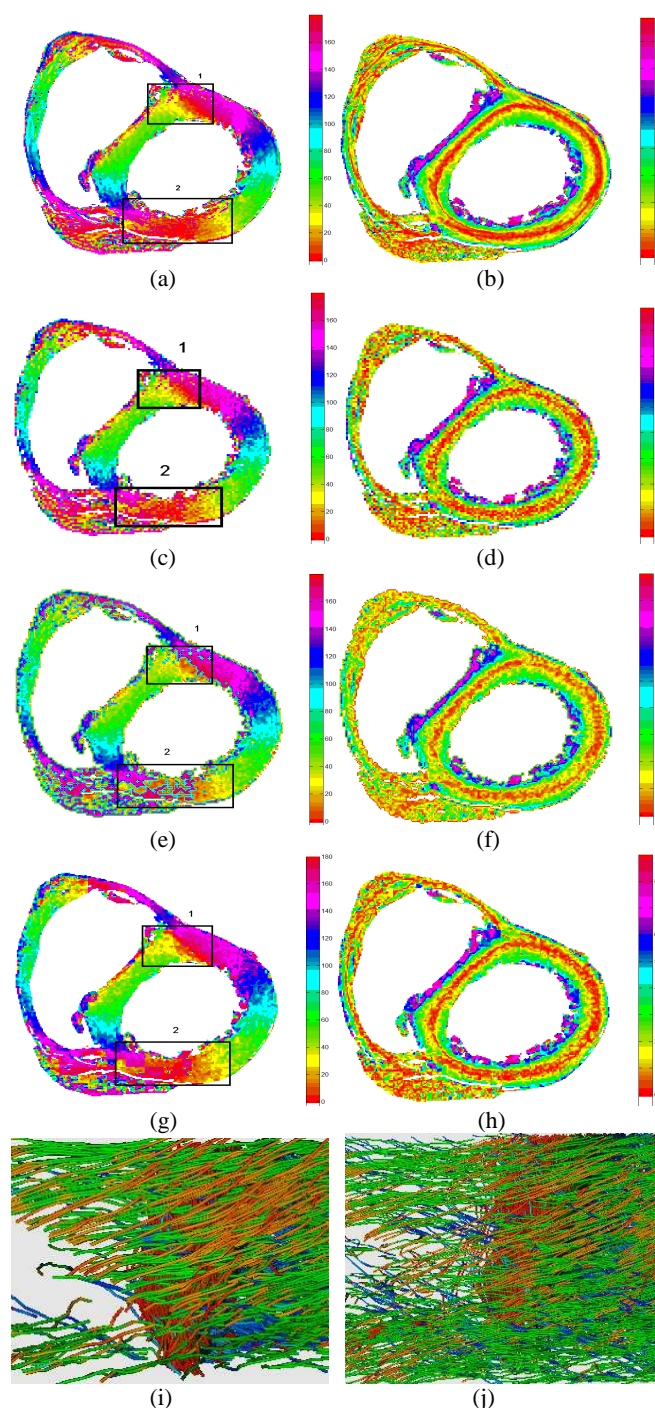


Fig. 2 Cartographies des angles et tractographies des fibres myocardiques. La première ligne représente les cartographies des angles d'azimut, et la deuxième ligne les cartographies des angles d'élévation. (a) et (b) : cartographies originales avant sous-échantillonnage et avant débruitage. (c) et (d) : après sous-échantillonnage et ajout du bruit (niveau du bruit de 3.2%). (e) et (f) : résultats d'interpolation bilinéaire. (g) et (h) : résultats d'interpolation et de débruitage par le modèle TPS. (i) et (j) : tractographies des fibres dans la zone 1 respectivement sans et avec l'interpolation avec réduction du bruit.

Les tailles des deux fenêtres utilisées sont respectivement  $4 \times 4 \times 4$  et  $6 \times 6 \times 6$ . La Fig. 2 montre un exemple des résultats obtenus. La zone 1 où l'angle d'azimut change de 20 à 40 degrés (en jaune) devient plus petite après l'interpolation bilinéaire par rapport à l'original, et présente des artefacts de froissement. Ces artefacts introduits par l'interpolation bilinéaire sont encore plus visibles dans la zone 2 encadrée. Par contraste, la cartographie des angles obtenue avec la méthode proposée est très proche de la référence (Fig. 2a). De même pour la cartographie des angles d'élévation, qui varie de 25 degrés en endocarde à 0 degré au mur médial, et revient à 25 degrés en épicarde, reflétant la rotation des fibres. Néanmoins l'interpolation bilinéaire produit des artefacts de froissement proche du contour du ventricule gauche, tandis que la cartographie générée par la méthode proposée est très proche de la référence. On peut observer les mêmes résultats avec la tractographie des fibres (zone 1). Les fibres sont plus rares dans la Fig. 2(i) et la couche de fibres intérieures (rouge) est exposée, tandis que les fibres dans la Fig. 2(j), obtenues après interpolation avec réduction du bruit, sont bien plus denses, plus longues, et plus continues. La couche rouge intérieure est mieux couverte par les fibres extérieures.

## 4 Conclusion

Nous avons proposé une méthode d'interpolation avec réduction du bruit pour les champs de vecteurs propres principaux issus de l'IRM-TD cardiaque. En réalisant simultanément l'interpolation et la réduction du bruit, la méthode permet d'obtenir des champs de vecteurs plus cohérents et une meilleure résolution. Par conséquent, les cartographies des angles d'azimut et d'élévation qui en résultent sont plus proches de la réalité. De même, les fibres calculées sont bien plus denses, plus longues et plus continues que celles obtenues sans interpolation ou avec interpolation bilinéaire.

## Références

1. Moseley M.E., Cohen Y., Mintorovitch J., Kucharczyk J., and Weinstein P.R., "Early Detection of Regional Cerebral

- Ischemia: Comparison of Diffusion and T2-weighted MRI and Spectroscopy". *Magn Reson Med*, 14, 330-336 (1990).
2. Basser P.J., Pajevic S., "Statistical Artifacts in Diffusion Tensor MRI (DTMRI) Caused by Background Noise". *Magn Reson Med*, 44, 41-50, (2000).
3. Astola J., Haavisto P., and Neuvo Y., "Vector Median Filters". In *Proceeding of the IEEE*, pp. 678-689 (1990).
4. Viero T., Oistamo K., and Neuvo Y., "Three-dimensional Median-Related Filters for Color Image Sequence Filtering". *IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology*, pp. 129-142 (1994).
5. Trahanias P., Karakos D., and Venetsanopoulos A., "Directional Processing of Color Images: Theory and Experimental Results". *IEEE Transactions on Image Processing*, pp. 868-881 (1996).
6. Tschumperlé D. and Deriche R., "Vector-valued Image Regularization with PDE's: A Common Framework for Different Applications". In *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 651-656 (2003).
7. Yoruk E. and Acar B., "Structure Preserving Regularization of DT-MRI Vector Fields by Nonlinear Anisotropic Diffusion Filtering". In *Proceedings of European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, Antalya, Turkey (2005).
8. Coulon O., Alexander D. C., Arridge S. R., "Diffusion Tensor Magnetic Resonance Image Regularisation", *Medical Image Analysis*, 8, 47-67 (2004).
9. Cathier P., Ayache N., "Isotropic Energies, Filters and Splines for Vector Field Regularization". *J. Mathematical Imaging and Vision*, 20, 251-265(2004).
10. Zhao X., Wang M.S., Gao W., Liu H.Y., "White Matter Fiber Tracking Method by Vector Interpolation with Diffusion Tensor Imaging Data in Human Brain". In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, China* (2005).
11. Kim K.H., Ronne L., Formisano E., Goebel R., Ugurbil K., Kim D.S., "Robust Fiber Tracking Method by Vector Selection Criterion in Diffusion Tensor Images". In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp.1080-1083(2004).
12. Davis M. H., Khotanzand A., Flaming D. P., and Harms S. E., "A Physics-based Coordinate Transformation for 3-D image Matching". *IEEE Transactions on Medical Imaging*, pp. 317-328 (1997).
13. Bookstein F. L.: *Principal Warps: Thin-plate Splines and Decomposition of Deformations*, *IEEE Transactions on Pattern analysis and machine intelligence*, 11, 567--585 (1989).
14. Sprengel R., Rohr K., Stiehl H.S.: *Thin-plate Spline Approximation for Image Registration*. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, Bridging Disciplines for Biomedicine. Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 1190--1191, (1996).
15. Holmes AA, Scollan D, Winslow RL. Direct histological validation of diffusion tensor MRI in formaldehyde-fixed myocardium. *Magnetic Resonance in Medicine*, 44(1):157-161 (2000).