

ESTIMATION DE MOUVEMENT 3D PAR SUIVI DE PRIMITIVES : APPLICATION A LA CORONAROGRAPHIE

S. RUAN, A. BRUNO, R. COLLOREC, J.L. COATRIEUX

Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image, INSERM 335
Université de Rennes I, Campus de Beaulieu, 35042 Rennes Cedex

RÉSUMÉ

Cet article présente une méthode d'estimation de mouvement 3-D de la structure artérielle à partir d'une paire de séquences temporelles d'images angiographiques. La reconstruction s'appuie sur une prédiction 3-D de la structure vasculaire qui est alors corrigée par intercorrélacion locale après projection dans les images. Une phase d'optimisation en 2-D et en 3-D permet de régulariser la structure obtenue. La méthode est validée sur données simulées et réelles. Elle ouvre vers une caractérisation des déformations et des cinétiques de l'arborescence cardiaque.

ABSTRACT

This paper presents a new method for the 3-D motion estimation of the arterial network from a pair of angiographic image sequence. The reconstruction is performed by means of a 3-D prediction backprojected onto the image planes. Local crosscorrelation is used to correct the prediction before the next 3-D reconstruction. A global optimisation applied in 2-D and 3-D regularizes the 3-D reconstruction structure. The method is validated with simulated and real data. It opens the road to a characterization of deformations and kinetics of cardiac arterial trees.

1. INTRODUCTION

Les sources d'imagerie médicale fournissent des séquences spatiales ou temporelles, utilisées en phase diagnostique et en phase interventionnelle. Les ciné-angiographies sont des images de projection des structures vasculaires, rehaussées par injection d'un produit de contraste. La reconstruction 3-D reste l'un des objectifs majeurs sur le plan de la recherche. Certaines approches utilisant 2 ou 3 vues n'apportent que des informations structurelles et morphologiques [1][2]. L'exploitation simultanée de l'ensemble des informations (intra et inter-séquence) doit permettre à la fois la reconstruction 3-D et l'estimation des mouvements 3-D de l'arbre vasculaire. C'est cette nouvelle approche qui nous intéresse ici, plusieurs solutions ayant été proposées pour des analyses séparées inter et intra séquence [3][4]. Son intérêt est de permettre d'accéder à des propriétés cinétiques.

2. SCHEMA GENERAL

Un nouveau schéma, pour l'analyse automatique d'angiogrammes, combinant estimation de mouvement et reconstruction 3-D est présenté. Cette méthode comporte les étapes suivantes (Figure 1) :

- (A) : Reconstruction statique 3-D initiale à partir de la première paire d'images
- (B) : estimation de mouvement 3-D et la reconstruction pour chaque point des lignes centrales
- (C) : optimisation globale (2-D et 3-D) des lignes centrales reconstruites.

Les lignes centrales des principales artères coronaires sont d'abord extraites et reconstruites par une approche basée sur un modèle de l'objet [2]. L'estimation de mouvement 3-D et la reconstruction 3-D sont alors réalisées le long des lignes centrales en effectuant une prédiction de la position 3-D, puis une projection dans chaque image pour une mise en correspondance 2-D par intercorrélacion. Une phase d'optimisation s'appliquant de façon itérative sur chaque ligne centrale permet de corriger les erreurs locales et de lever les ambiguïtés.

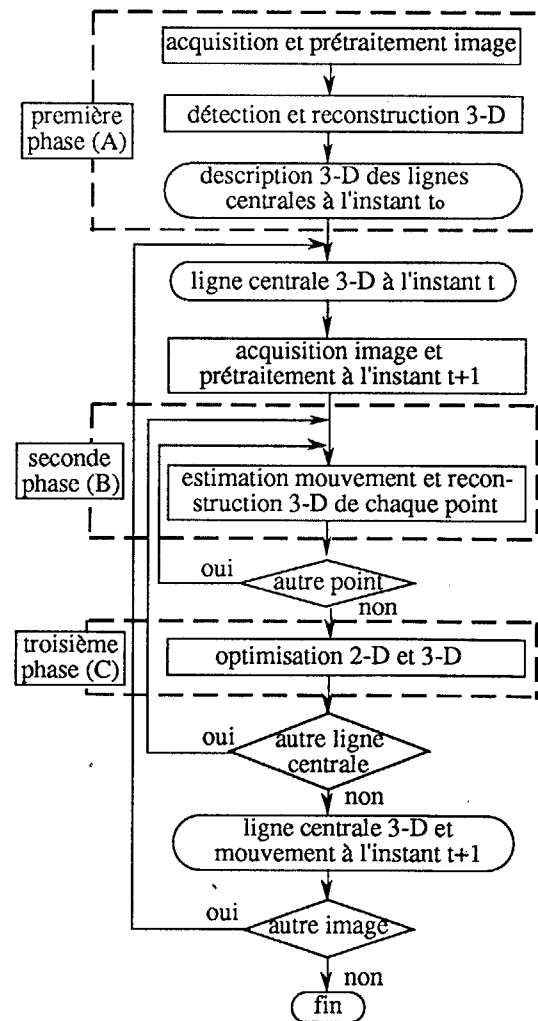


Figure 1 : schéma général



La partie 3 de cet article décrit la reconstruction statique 3-D après un bref rappel sur l'acquisition des images angiographiques et la segmentation des vaisseaux. Les procédures d'estimation, de reconstruction et d'optimisation sont présentées, dans leurs grandes lignes, en 4. Les étapes spécifiques qui constituent les points originaux de notre méthode sont détaillées. Quant à la dernière partie, elle présente les résultats obtenus et engage une discussion sur les performances, les limitations et les développements possibles de cette approche.

3. RECONSTRUCTION STATIQUE 3-D

La reconstruction précise de la structure vasculaire est obtenue après correction géométrique, calibration et soustraction [2]. Cependant certains problèmes seront à prendre en considération (non stationnarité du produit de contraste, décalage temporel entre image gauche et droite, faible cadence d'acquisition notamment).

La plupart des méthodes de segmentation traitent une information 2-D séparément dans chacune des images gauche et droite sans aucune coopération [5]. Garreau et al [2] ont proposé une coopération entre vues dans le but de résoudre un certain nombre d'ambiguïtés et aussi d'améliorer la précision de la reconstruction. C'est cette approche, développée dans notre laboratoire, que nous utilisons pour la reconstruction statique 3-D initiale.

La reconstruction initiale repose sur l'hypothèse que les deux images sont acquises simultanément (en pratique, lorsque le mouvement cardiaque est minimum). Le processus de segmentation construit deux ensembles de descriptions pour chaque vue : les points (pixels) appartenant aux lignes centrales et les segments dont les extrémités sont définies par les croisements, les bifurcations, les terminaisons. Dans une seconde étape, le système, à partir des informations précédentes et d'un modèle de l'objet, va construire progressivement la structure 3-D en étiquetant les segments. La reconstruction s'exécute séquentiellement, avec une mise en correspondance locale.

La représentation 3-D du vaisseau est celle d'un arbre dont chaque noeud est associé à une branche de vaisseau. Chaque branche est décrite par une liste ordonnée de points 3-D avec une estimation de la section du vaisseau en chaque point. Cette structure de données sera complétée ultérieurement par des informations de vitesses 3-D en chaque point.

4. RECONSTRUCTION / ESTIMATION DE MOUVEMENT

4.1 Schéma global reconstruction / estimation

Les approches utilisées pour l'estimation du mouvement peuvent être divisées en deux familles. Les méthodes différentielles s'appliquent directement sur les images à niveaux de gris et produisent un flot optique dense associant un vecteur vitesse à chaque pixel; les méthodes de mise en correspondance opèrent par appariement de primitives telles que les points caractéristiques, les contours ou les régions.

Différentes approches ont été appliquées dans le domaine de l'imagerie médicale. Coatrieux et al. ont étudié le mouvement 2-D des artères coronaires en faisant appel à une modélisation par contours actifs ("snake") [3].

D'autres auteurs [4] ont reconstruit le mouvement 3-D pour quelques points particuliers (bifurcations) du réseau vasculaire. Ruan et al. [5] [7] utilisant le flot optique a reconstruit le mouvement 3-D à partir des mouvements 2-D dans les images gauche et droite. Les mouvements de grande amplitude et la superposition des vaisseaux restent cependant difficile à maîtriser.

L'approche que nous proposons ici est celle du suivi de primitives. La méthode se décompose en deux phases : la première (B) vise à reconstruire les lignes centrales, point par point avec des contraintes locales, la deuxième phase (C) régularise la reconstruction en appliquant des contraintes globales.

Le processus de la phase (B) est appliqué successivement sur chaque point des lignes centrales, et comporte 4 étapes :

- a) prédiction de la position 3-D pour l'instant t+1 du point à partir du mouvement (entre t,t+1) du point précédent et de la position du point pour l'instant t.
- b) projection du point 3-D dans les images gauche et droite acquises à l'instant t+1.
- c) correction des positions 2-D par intercorrélacion locale entre les images aux instants t et t+1.
- d) reconstruction 3-D du point pour l'instant t+1.

La phase d'optimisation (C) permet de régulariser la reconstruction 3-D en prenant en compte les contraintes et les hypothèses suivantes:

- * en 2-D : - la projection des lignes centrales doit être superposée avec l'axe des vaisseaux.
- la géométrie épipolaire doit être respectée.
- * en 3-D : - le mouvement de la structure vasculaire est lisse.

4.2 Prédiction

La méthode d'estimation du mouvement 3-D que nous avons développée repose sur le principe du suivi de primitives. La coopération entre le suivi des primitives et le lissage du mouvement conduit à une meilleure estimation de celui-ci.

Si D^m est le vecteur vitesse 3-D du point m alors l'hypothèse de mouvement lisse s'exprime par :

$$\|D^m - D^{m-1}\| \leq \gamma$$

où γ , constante positive, définit le degré de lissage. La position 3-D prédite pour le point est donnée par :

$$\hat{P}_t^m = P_{t-1}^m + D_t^{m-1}$$

où P_t^m est la position du point m à l'instant t et D_t^{m-1} le déplacement du point m-1 entre t-1 et t.

La position exacte du point m se trouve donc située à une distance de la position prédite inférieure au rayon γ de la sphère d'incertitude si l'hypothèse de mouvement lisse est valide.

4.3 Correspondance inter-image

Après projection dans les images gauche et droite du point prédit et de sa sphère d'incertitude (rayon γ), la fonction d'intercorrélacion est calculée localement, sur un support de taille limitée (pratiquement 10x10 ou 20x20) et pour des décalages correspondants à la zone de projection de la sphère d'incertitude. Lorsque le maximum de la fonction d'intercorrélacion dépasse une valeur de seuil fixée a priori, la position du point projeté est déplacée sur ce maximum.

A partir des positions corrigées pour le point dans les images gauche et droite, on effectue la reconstruction 3-D en utilisant la matrice de calibration et en respectant au mieux la géométrie épipolaire. Pour minimiser les éventuelles erreurs de reconstruction, les points appariés retenus sont choisis à mi-distance entre ceux obtenus après correction P_t^m et leur projection orthogonale sur les lignes épipolaires.

4.4 Optimisation

Le but de la phase d'optimisation est de minimiser les erreurs résiduelles de la reconstruction 3-D et de lisser spatialement le mouvement 3-D. L'opération de lissage sera décrite dans le prochain paragraphe, nous détaillons ci-dessous la partie de la phase d'optimisation 2-D qui traite de la superposition des lignes centrales sur les vaisseaux, le respect de la contrainte épipolaire s'effectuant comme précédemment.

L'approche consiste à déformer la ligne centrale projetée jusqu'à superposition avec l'axe du vaisseau. Celui-ci est défini par les pixels de niveau de gris minimum. Le choix des points d'échantillonnage sur chaque ligne centrale est réalisé en 3-D par un échantillonnage régulier. Leur nombre n'est pas critique (dans une certaine mesure) et influence seulement la charge de calcul. Une

méthode de type "gradient" permet de déplacer chaque point vers le centre du vaisseau (niveau de gris minimal). La reconstruction 3-D est ensuite effectuée avec la contrainte de géométrie épipolaire. La ligne centrale 3-D reconstruite est alors régularisée par lissage du mouvement 3-D.

4.5 Lissage du mouvement 3-D

La contrainte de mouvement spatialement lisse, introduite par Horn et Schunck [6], est basée sur l'hypothèse que la vitesse entre points voisins pour un objet naturel varie lentement. Ce problème a été reformulé plus récemment comme celui d'une minimisation d'une fonction énergie composée de deux termes mesurant le degré de lissage du champ des vecteurs vitesse et la différence entre les vecteurs vitesse avant et après lissage.

Si D est le vecteur vitesse original et \bar{D} celui après lissage, l'énergie à minimiser s'écrit :

$$\int \left\{ \lambda^2 \left[\left(\frac{\partial D_x}{\partial s} \right)^2 + \left(\frac{\partial D_y}{\partial s} \right)^2 + \left(\frac{\partial D_z}{\partial s} \right)^2 \right] + (D_x - \bar{D}_x)^2 + (D_y - \bar{D}_y)^2 + (D_z - \bar{D}_z)^2 \right\} ds$$

avec λ facteur de pondération du lissage. Le calcul variationnel permet de définir trois systèmes de n équations linéaires (ligne centrale constituée de n points) qui permettent d'obtenir la solution. Le processus d'optimisation global (2D-3D) est arrêté lorsque le gain dans la minimisation de la fonction énergie d'une itération à la suivante devient inférieur à un seuil donné ou lorsque le nombre maximum d'itérations est atteint.

5. RESULTATS ET DISCUSSION

Les images utilisées pour tester cet algorithme sont des angiographies acquises par un système bi-plan GE (Millwaukee, USA). La résolution spatiale est de 512x512, la quantification en niveaux de gris 8 bits et la cadence d'acquisition est fixée à 15 images / seconde par vue.

La Figure 2 montre les lignes centrales correspondant aux vaisseaux principaux, superposés sur la première paire d'images de la séquence. Ces lignes centrales sont la projection des lignes centrales 3-D reconstruites lors de la phase (A). La validation de la méthode de reconstruction / estimation a été effectuée en deux temps : une étape exploitant des images simulées, dont les mouvements sont parfaitement connus, permet une analyse objective des performances de la méthode (analyse quantitative), puis une étude sur images réelles permettant de tester la robustesse de la méthode vis à vis du bruit, du décalage temporel, des non stationnarités du produit de contraste, de l'hypothèse de mouvement lisse et des mouvements de grande amplitude. Les images de simulation sont construites en "habillant" les lignes centrales, ou plus exactement chacun de leur point, d'une sphère dont le rayon est proportionnel à la section du vaisseau. Si le nombre de points sur les lignes centrales est suffisant, les images obtenues approchent assez bien les images réelles de vaisseaux. La table 1 montre les résultats pour un mouvement combiné de rotation de 3° et de translation de 0.4mm sur chacun des axes (X,Y,Z). La dégradation des performances devient sensible lorsque le mouvement de rotation est important ce qui entraîne une déformation des images des vaisseaux. Pour des situations réalistes, la précision des lignes centrales 3-D reconstruites atteint 0.2 mm sur chacun des axes.

branche	IVA	CX	LD	L
moyenne	0.19	0.23	0.12	0.11
écart-type	0.25	0.13	0.15	0.12

Table 1 : mesures d'erreurs (en mm) du mouvement 3D

Une séquence de 15 images (par vue) acquise par le système bi-plan nous a permis la validation sur données réelles. Un problème nouveau apparaît ici, celui du décalage temporel (Δt) des images gauche et droite. Pour remédier à ce problème, les lignes centrales

3-D sont prédites aux instants t et $t+\Delta t$ pour une projection dans les images acquises à ces mêmes instants.

La correction effectuée dans chacune des images, les lignes centrales 2-D pour l'instant $t+\Delta t$ doivent être ramenées à l'instant t pour une reconstruction 3-D à l'instant t . L'interpolation temporelle des lignes centrales 3-D est effectuée en utilisant les positions 3-D et les vecteurs vitesses 3-D aux instants connus les plus proches de ($t+\Delta t$).

Un certain nombre de paramètres doivent être ajustés pour un bon fonctionnement de la méthode. La taille maximum des vaisseaux considérés est de 20 pixels, aussi nous utilisons une zone d'image de taille 20x20 pixels pour l'intercorrélation locale lors de la mise en correspondance. Le domaine de la fonction d'intercorrélation est limité par le rayon γ de la sphère d'incertitude fixé ici à 0,3mm. Enfin, on limite le nombre d'itérations de la procédure d'optimisation à trois ce qui s'est toujours montré suffisant en pratique. Les vecteurs vitesse 3-D sont indiqués Figure 3. Enfin la Figure 4 présente la structure 3-D après habillage des lignes centrales 3-D par des sphères pour une meilleure perception du volume. Leurs projections sur les deux images sont représentées Figure 5.

La caractérisation du mouvement et des déformation de la structure vasculaire est possible à partir des informations quantitatives obtenues par notre méthode de reconstruction. Nous pouvons effectuer une caractérisation locale par branche, point par point, ou globale comme le montre la Figure 6. Les vitesses radiales et tangentielles sont données en fonction du temps pour chacune des branches principales. On y voit clairement les différentes phases (diastole et systole) du cycle cardiaque et d'éventuelles anomalies fonctionnelles pourraient y être détectées.

6. CONCLUSION

La méthode d'estimation / reconstruction de la structure vasculaire proposée présente l'originalité d'intégrer le processus d'estimation du mouvement dans celui de la reconstruction 3-D. Les ambiguïtés inhérentes au processus de reconstruction peuvent être levées en s'appuyant sur une estimation des positions des lignes centrales dans les images et une correction précise par intercorrélation. La méthode a démontré ses possibilités sur des données simulées et réelles. Des progrès restent à accomplir pour une interprétation plus fine du mouvement cardiaque notamment.

REFERENCES

- [1] C.Venaille, J.Y.Catros, J.L.Coatrieux, "Un algorithme per contraint d'appariement de primitives courbes for stereovision trinoculaire", Numero special traitement d'image, Revue Technique Thomson. CSF, pp. 1079-1099, Avril, 1992.
- [2] M.Garreau, J.L.Coatrieux, R.Collorec, C.Chardenon, "A Knowledge-Based Approach for 3D Reconstruction and Labeling of Vascular Network from Biplane Angiographic Projections", IEEE Trans. Med. Imag., vol.10, no.2, pp 122-131, June 1991.
- [3] J.L.Coatrieux, J.H.Rong, R.Collorec, " A framework for automatic analysis of the dynamic behavior of coronary angiograms", The Inter-Journ. of Cardiac Imag. 8-1-10, 1992.
- [4] M.J.Potel, M.J.Rubin, S.A.Mackay, et al. "Method for evaluating cardiac wall motion in three dimensions using bifurcation points of the coronary arterial tree", Investigate Radiology, vol.18, pp.47-57, Jan-Feb 1983.
- [5] S.Ruan, A.Bruno, R.Collorec, J-L.Coatrieux, "Estimation de mouvement 3D en coronarographie", 13 ème GRETSI, pp.957-960, Sept.1991.
- [6] B.K.P.Horn, B.G.Schunck, "Determining optical flow", Artificial Intelligence, Vol. 17, pp. 185-203, 1981.
- [7] S.Ruan, A.Bruno, R.Collorec, J.L.Coatrieux, "3D Motion and reconstruction of coronary networks", Proc. of IEEE-EMBS, Paris, pp.2048-2049, Nov. 1992.



Figure 2 : images originales des quatre branches principales avec les lignes centrales 3-D initiales en projection.

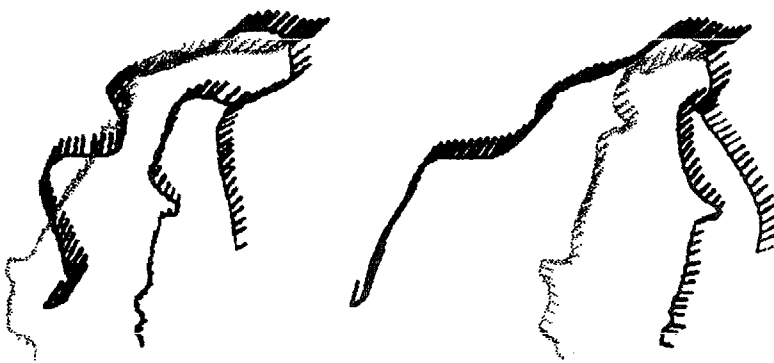


Figure 3 : vecteurs vitesse 3-D vus sous deux orientations.

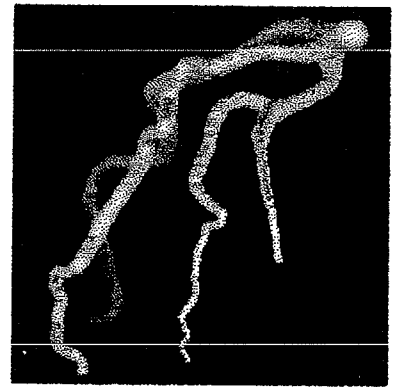
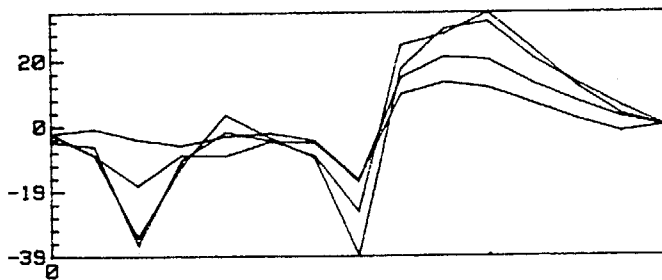


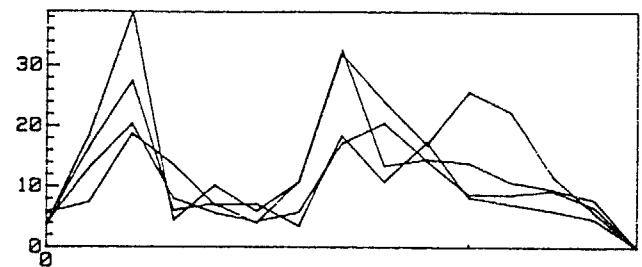
Figure 4 : vaisseaux reconstruits en 3-D



Figure 5 : lignes centrales 3-D après optimisation en projection sur les images gauche et droite.



(a)



(b)

Figure 6 : vecteurs vitesse en fonction du temps a) vitesse radiale, b) vitesse tangentielle.