

Suivi temporel des coronaires dans les séquences de volumes scanner

Soizic LAGUITTON^{1,2}, Cezary BOLDAK³, Christine TOUMOULIN^{1,2}

¹INSERM, U 642, Rennes, F-35000 France.

²Université de Rennes 1, LTSI, F-35000, France.

³Computer Science Department, Institute of Bialystok, Bialystok, Poland.

Soizic.Laguitton@univ-rennes1.fr

Résumé – Ce travail s’inscrit dans le cadre d’une procédure de planning d’intervention endovasculaire guidée par l’image. L’objectif consiste à déterminer la trajectoire optimale du capteur (en terme d’évitement de plaque et positionnement optimale du cathéter) par analyse de la scène vue de l’intérieur des structures déformables en mouvement. L’approche retenue repose sur une technique de mise en correspondance de régions associant des critères de similarité de forme et d’intensité pour identifier la région contenant l’artère suivie dans les volumes et raffiner ensuite la position spatiale du cathéter à l’intérieur de l’artère. Les résultats obtenus en simulation puis sur données réelles font apparaître une bonne robustesse de l’opérateur sur des mouvements d’amplitude allant jusqu’à 1 cm entre deux instants temporels, ce qui correspond aux déplacements maximal l’on peut rencontrer en pratique sur les artères coronaires.

Abstract – This work concerns endovascular surgery planning with real time observation of the catheter trajectory. It aims to place the catheter at the appropriate site while avoiding hurting the plaque, using a dynamic endoscopic view. A method is proposed that performs a temporal tracking of the coronaries in multi-slice computed tomography (MSCT) dynamic sequences. The research strategy is based on a region matching process to find the location of the point in the successive volumes. A spatial tracking is then applied to refine its location inside the vessel. Results, on real and simulated sequences, show the ability of the method to face the major difficulties for a maximal movement magnitude of 1cm, which is appropriate for the tracking of coronary arteries.

1 Introduction

L’étude du mouvement cardiaque est un problème important avec des applications potentielles pour le diagnostic et le planning d’intervention. Ce travail s’inscrit dans le cadre d’une procédure de planning d’intervention endovasculaire guidée par l’image. En effet, dans les procédures de revascularisation percutanées, un guidage précis du cathéter portant le ballon ou le stent, pourrait permettre de placer le cathéter sur le site athéromateux tout en évitant de heurter des zones de plaques vulnérables qui risquent la rupture. Les mouvements du coeur peuvent entraîner d’importants changements de position de la lésion dans l’image, ce qui oblige le praticien à constamment réestimer la position de la cible. La simulation de la trajectoire de l’artère à partir de données scanner préopératoires, peut aider à optimiser la mise en place du cathéter tout en sécurisant le geste.

Le mouvement induit par la contraction du coeur, résulte de déformations physiques complexes associant translations, rotations et torsions de l’organe. Ce mouvement n’est pas connu a priori et varie selon les patients et les pathologies. Le suivi temporel implique de mettre en correspondance des objets dans les images ou volumes successifs en exploitant des primitives de type points, lignes ou régions. Différentes méthodes sont exploités dans la littérature telles que les techniques de flot optique [1] qui

font l’hypothèse de conservation des propriétés locales de l’objet dans le temps, les filtres de Kalman ou les réseaux bayesiens dynamiques [2], les modèles déformables [3], les techniques de mise en correspondance ou de recalage [4], les travaux récents tendant à associer les régions et les contours pour améliorer les résultats [5].

Nous proposons un algorithme de suivi temporel d’un point d’une artère coronaire dans une séquence 3-D constituées de 10 volumes acquises en imagerie scanner multi-barrette. Il s’appuie sur une technique de mise en correspondance de régions associant des critères de géométrie et d’intensité, et sur une modélisation locale du vaisseau par un cylindre, avec l’utilisation des moments géométriques pour estimer les caractéristiques locales du vaisseau [6]. La section 2 décrit la méthode. La section 3 présente les tests réalisés et les résultats obtenus. Une discussion est ensuite proposée dans la section 4.

2 Méthode

Le processus de suivi comprend trois étapes (figure 1) :

- Estimation des caractéristiques locales du vaisseau autour de la position considérée P_t à l’instant t .
- Recherche d’un point appartenant au vaisseau d’intérêt à l’instant $t + 1$ autour de la position P_t dans le volume V_{t+1} .

- Affinement de la position à l'intérieur du vaisseau en explorant les points voisins situés sur l'axe central du vaisseau.

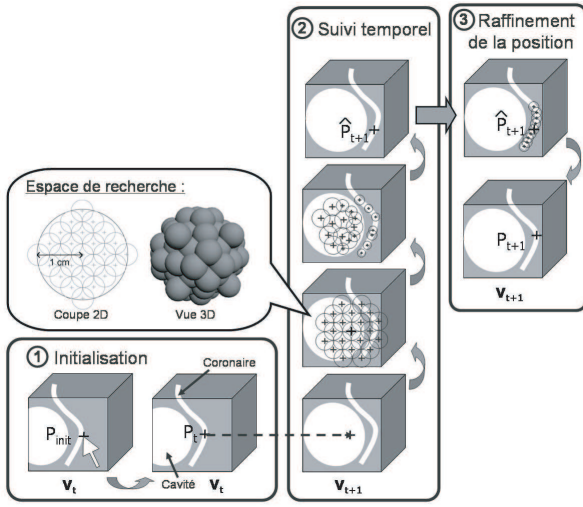


FIG. 1 – Représentation schématique de la méthode.

2.1 Estimation des caractéristiques locales

Les caractéristiques locales sont exprimées en termes d'intensité et de géométrie. Elles sont estimées à partir de l'histogramme et des moments géométriques 3D jusque l'ordre 2, calculés dans une fenêtre sphérique centrée sur le point d'intérêt. Le vaisseau est localement modélisé par un cylindre de centre de gravité P , de rayon r et d'orientation (α, β) dans l'espace 3D [6]. Les intensités moyennes, à l'intérieur (I_v) et à l'extérieur (I_b) du vaisseau, sont calculées à partir de l'histogramme en utilisant un algorithme de maximisation de vraisemblance. La position du centre de gravité est calculée à partir des moments centrés d'ordre 0 et 1. Le rayon est estimé à partir du moment d'ordre 0, et des intensités moyennes I_v et I_b , et de la taille de la fenêtre sphérique. Enfin, l'orientation locale du vaisseau est calculée à partir des moments centrés d'ordre 2. La précision des caractéristiques estimées est directement liée à la taille et à la position de la sphère dans laquelle sont calculés les moments. Pour une estimation correcte, cette sphère doit être centrée sur l'axe du vaisseau et son diamètre doit être légèrement supérieur au diamètre du vaisseau. Ces paramètres (position et taille) sont ajustés automatiquement en appliquant un algorithme itératif multirésolution [6], qui successivement déplace la sphère vers son centre de gravité, estime le rayon du vaisseau et réajuste la taille de la sphère sur le rayon estimé du vaisseau. Ces étapes sont répétées jusqu'à convergence du rayon de la sphère sur le rayon estimé du vaisseau.

2.2 Etape de suivi temporel

Le suivi est initialisé de manière interactive en sélectionnant un point P_{init} sur un vaisseau dans un des volumes V_t de la séquence. La position du point P_{init} est réajustée sur la ligne centrale du vaisseau à l'aide du processus itératif multirésolution. Cette nouvelle position est notée P_t . Suivre le point P_t dans la séquence dynamique 3D, signifie

rechercher ses positions ($P_{t+1}, P_{t+2} \dots$) dans les volumes successifs de la séquence ($V_{t+1}, V_{t+2} \dots$). D'après plusieurs études [7][8], l'amplitude maximale du mouvement des artères sur un cycle cardiaque est environ 1 cm. Cette information nous permet de délimiter un volume de recherche sphérique de rayon 1 cm, centré sur la position P_t dans le volume V_{t+1} . Cet espace de recherche est ensuite subdivisé en N sphères de rayon r égal au rayon estimé du vaisseau sur le volume V_t . La disposition de ces sphères est choisie de manière à optimiser l'espace couvert (figure 1). L'algorithme itératif multirésolution est ensuite appliqué sur chaque sphère pour la faire converger vers la région de plus forte intensité voisine. Ces régions correspondent aux cavités cardiaques et aux vaisseaux. Les centres des sphères sont alors considérés comme des points candidats, P_{t+1}^i avec $i = 1, 2, \dots, N$, parmi lesquels il faut sélectionner un point appartenant au vaisseau d'intérêt. Les caractéristiques locales, décrites en 2.1, sont ensuite calculées à l'intérieur de chaque sphère.

La correspondance, entre la région de référence centrée en P_t dans les volumes V_t et chaque région centrée sur un point candidat P_{t+1}^i , est réalisée en utilisant les trois caractéristiques suivantes : les moments d'ordre 2, l'histogramme local et le rayon estimé r . Une distance $D_{t,t+1}^i$ est alors calculée pour chaque région i :

$$D_{t,t+1}^i = \frac{0.5}{\alpha_{M2(1)}} D_E \left(M_2^{(1)}(P_t), M_2^{(1)}(P_{t+1}^i) \right)^2 + \frac{0.5}{\alpha_{M2(2)}} D_E \left(M_2^{(2)}(P_t), M_2^{(2)}(P_{t+1}^i) \right)^2 + \frac{1}{\alpha_{hist}} D_E \left(hist(P_t), hist(P_{t+1}^i) \right)^2 + \frac{1}{\alpha_r} (r(P_t) - r(P_{t+1}^i))^2$$

Où D_E désigne la distance Euclidienne. Les moments d'ordre 2 sont séparés en deux sous groupes, les moments $M_{011}, M_{101}, M_{110}$ sont regroupés sous la notation $M_2^{(1)}$, et les moments M_{002}, M_{020} et M_{200} sont nommés $M_2^{(2)}$. $\alpha_{M2(1)}, \alpha_{M2(2)}, \alpha_{hist}$ et α_r sont des coefficients de normalisation qui sont calculés de la manière suivante :

- Pour chaque caractéristique, la distance Euclidienne entre le point de référence et chaque point candidat est calculée. Les points candidats sont ensuite triés par ordre croissant de cette distance.
- Quatre rangs sont assignés à chaque point candidat correspondant aux quatre caractéristiques. Puis, pour chaque point ces rangs sont sommés.
- Les points sont retriés par ordre croissant de la somme des rangs.
- La moyenne des distances Euclidiennes est ensuite calculée, sur les 20 premiers points (triés selon la valeur de la somme des rangs), pour chaque caractéristique.

La valeur des coefficients $\alpha_{M2(1)}, \alpha_{M2(2)}, \alpha_{hist}$ et α_r est alors respectivement égale à la moyenne des distances Euclidiennes calculée pour chaque caractéristique.

Le point sélectionné \hat{P}_{t+1} est celui dont la distance $D_{t,t+1}^i$ est minimale. Ce point fournit une première estimation de la position du point P_t dans le volume V_{t+1} .

2.3 Raffinement de la position

La position \hat{P}_{t+1} obtenue à l'issue de l'étape de suivi temporel est supposée être située sur le vaisseau d'intérêt, mais pas forcément à la position exacte recherchée à l'intérieur du vaisseau. Un suivi spatial à l'intérieur du vaisseau est donc appliqué de part et d'autre de la position \hat{P}_{t+1} sur une distance de 20 voxels. La meilleure position P_{t+1} est celle qui obtient une somme minimale des différences au carré des pixels, entre la région centrée sur le point candidat et la région de référence centrée en P_t dans le volume V_t .

La progression du processus de suivi spatial est réalisée en estimant la direction locale (α, β) du vaisseau à chaque itération. Pour maintenir la position des points extraits sur la ligne centrale du vaisseau, l'algorithme itératif multirésolution est appliqué à chaque étape du suivi. Cependant, pour conserver une progression régulière, le déplacement est contraint à l'intérieur d'un plan orthogonal à la direction locale estimée à une distance de un voxel du point précédemment extrait. Les boucles et les demi-tours sont aussi détectés et éliminés.

3 Résultats

La méthode est testée sur des séquences dynamiques du coeur acquises sur un système GE LightSpeed avec 64 détecteurs. Ces séquences comprennent 10 volumes reconstruits à partir de données acquises tous les 10% du cycle cardiaque. Les volumes contiennent approximativement 200 coupes de taille 512×512 pixels. La résolution spatiale est environ 0.4×0.4 mm². Les volumes sont préalablement rendus isotropiques par interpolation bilinéaire. La méthode est testée sur les branches principales des artères coronaires : coronaire droite, artère circonflexe (LCx), interventriculaire antérieure (IVA), première et seconde diagonales. La majorité des vaisseaux traités est atteinte d'athérosclérose ce qui signifie que les vaisseaux peuvent avoir une forme irrégulière et contenir des calcifications et des stents. Les résultats sont présentés sous forme de MIP (projections par maximum d'intensité) calculées sur quelques coupes.

Nous avons tout d'abord testé la méthode sur des données sur lesquels un mouvement linéaire des structures a été simulé. Pour cela nous avons appliqué des translations d'amplitudes croissantes jusque 12 mm sur des volumes de plusieurs séquences. Ces tests ont été appliqués sur 50 points répartis sur l'ensemble des branches citées. Ils ont montrés que la méthode permettait le suivi des artères pour des déplacements allant jusque 1 cm d'amplitude. L'erreur de position moyenne se situe autour de 1 mm pour une amplitude de mouvement simulée inférieure à 1 cm, et augmente si l'étape de raffinement spatiale n'est pas appliquée. Pour 95% des tests l'erreur de position est inférieure à 2 mm et pour 71 % des tests l'erreur est inférieure à 1 mm.

La méthode a ensuite été testée sur des séquences réelles (figures 2 et 4). Nous avons réalisé une première série de tests pour sélectionner les caractéristiques les plus pertinentes pour la mise en correspondance temporelle. Chaque

caractéristique a d'abord été testée individuellement, nous avons ensuite sélectionné la meilleure et nous l'avons combinée successivement avec les autres, pour ne retenir que la meilleure paire. Nous avons procédé ainsi en ajoutant progressivement des caractéristiques pour tester leur apport dans le résultat de la mise en correspondance. Les meilleurs résultats ont été obtenus pour la combinaison : moments d'ordre 2, histogramme et rayon, avec 91 % de succès de mise en correspondance, contre 72% en utilisant uniquement les moments d'ordre 2 par exemple.

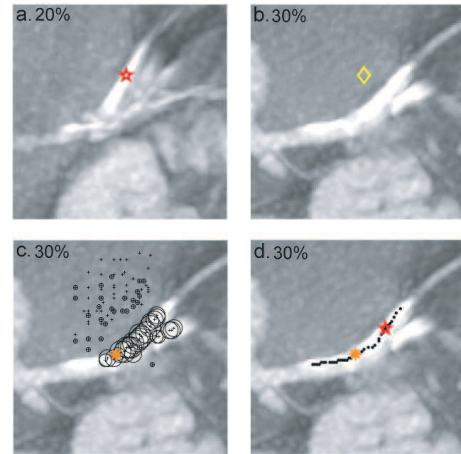


FIG. 2 – Suivi sur un point de l'IVA situé à environ 2,5 cm de l'origine de l'artère. a. Position du point P_t dans le volume V_t . b. Position P_t dans le volume suivant V_{t+1} . c. Espace de recherche. Astérisque orange : position \hat{P}_{t+1} . d. En noir : points extraits par le processus de suivi spatial, étoile rouge : position P_{t+1} .

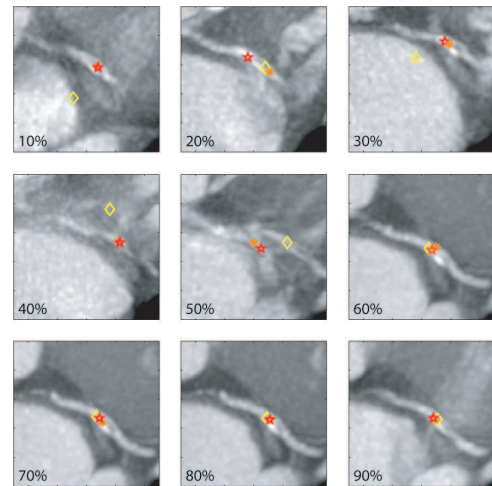


FIG. 3 – Suivi d'un point de la LCx situé à 1,5 cm de l'origine de l'artère. Étoile : positions $P_{t,t+1...}$ dans chaque volume $V_{t,t+1,...}$. Losange : position du point sur le volume précédent. Astérisque : position P_t .

Nous avons ensuite calculé les trajectoires de segments coronaires en différents points de l'arbre. A titre d'illustration, pour un patient les trajectoires de points disposés le long de l'IVA sont présentés sur la figure 4. Les résultats montrent que ces trajectoires sont globalement cohérentes entre elles. L'amplitude du mouvement diffère en fonction de la position du point sur l'artère, ce qui apparaît cohérent avec la physiologie [9]. En effet, l'origine de l'artère

coronaire gauche se situe dans la partie basale du coeur qui est sujette aux mouvements les plus importants, pour ensuite se diriger vers l'apex qui est fixe. Nous avons ensuite tracé la trajectoire de ces segments coronaires pour différents patients. La figure 5 montre la trajectoire du segment proximale de l'IVA pour quatre patients différents. Malgré l'existence d'une variabilité interpatient importante, les directions et variations de mouvement apparaissent cohérentes.

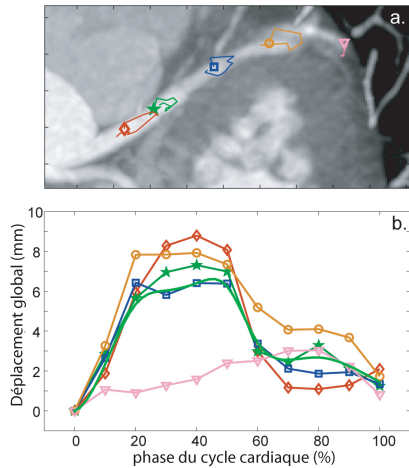


FIG. 4 – Trajectoires de cinq points de l'IVA espacés d'environ 1cm. a. Positions des points pour la phase 0% du cycle cardiaque et trajectoire projetée sur le plan axial. b. Déplacement global des 5 points. En noir : la trajectoire moyenne.

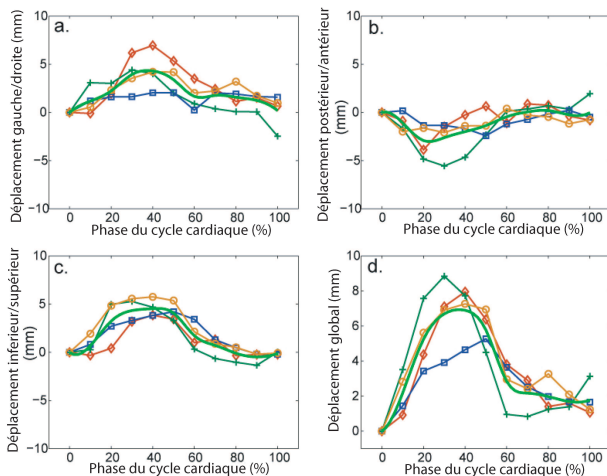


FIG. 5 – Pour 4 patients : trajectoire d'un point de l'IVA situé à environ 2 cm de l'origine. Courbe sans marqueur : trajectoire moyenne. a.b.c. Décomposition du mouvement en 3 déplacements 1D. d. Déplacement global.

4 Discussion

Outre le mouvement de l'organe, non linéaire et pouvant être non régulier, la complexité structurelle de la scène et la nature même des images représentent une autre source de difficultés. La scène contient différentes structures d'intensité proche : le myocarde, les cavités cardiaques et d'autres vaisseaux. Les volumes sont spatialement anisotropiques et ne sont pas corrigés en terme d'artéfacts de mouvement (figure 3 phase 50%). De plus les vaisseaux sont affectés par l'athérosclérose. Malgré la présence de

ces difficultés dans les séquences, nous obtenons de bons résultats. En effet, l'algorithme permet de se positionner correctement sur l'artère avec un taux de réussite de 91%. Les cas d'échecs sont liés à la présence d'artéfacts de mouvements sur le segment considéré ou apparaissent sur des segments distaux qui présentent un petit diamètre (inférieurs à 1 mm) et des faibles intensités. Concernant la précision de la position à l'intérieur du vaisseau la méthode tire profit de l'irrégularité des vaisseaux dans le cas d'athérosclérose.

5 Conclusion

Nous avons proposé une méthode pour réaliser le suivi d'un point d'une artère coronaire dans une séquence de volumes scanner. La méthode permet de faire face à une grande partie des difficultés rencontrées sur ce type de données. Elle permet d'extraire les trajectoires de segments coronaires sur un cycle cardiaque. Les résultats sont cohérents avec d'autres études réalisées en angiographie biplan [7][8]. Nous travaillons actuellement sur la procédure de raffinement de la position spatiale à l'intérieur du vaisseau pour améliorer la précision du positionnement des points. Une autre étape, actuellement en cours, vise à tester l'algorithme en considérant des mouvements simulés non linéaires afin de pouvoir quantifier les erreurs dans le cas de mouvements plus complexes.

Références

- [1] Arnaud E. et al., "Conditional filters for image sequence-based tracking - Application to point tracking" *IEEE Transaction on image processing*, 2005.
- [2] Horn B. et al., "Determining optical flow" *Artificial intelligence*, 1981.
- [3] Mitiche A. et al., "Optical Flow 3D Segmentation and Interpretation : A Variational Method with Active Curve Evolution and Level Sets", *IEEE Trans on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2006.
- [4] Zitova B. et al., "Image registration methods : a survey", *Image and Vision Computing*, 2003.
- [5] Moeslund T.B. et al., "A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis" *Computer vision and image understanding*, 2006.
- [6] Boldak C. et al., "An improved model-based vessel tracking algorithm with application to Computed Tomography Angiography", *J. of Biocybernetics and Biomédical Engineering*, 2003.
- [7] Achenbach S. et al., "In Plane coronary arterial motion velocity : measurement with Electron-Beam CT", *J. of Radiology*, 2000.
- [8] Shechter G. et al., "Displacement and velocity of the coronary arteries : Cardiac and respiratory motion", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2006.
- [9] Stoylen A. "Strain rate Imaging of the left ventricle by ultrasound. Feasibility, clinical validation and physiological aspects." *Norwegian University of Science and Technology*. 2001.