

Suivi temporel des coronaires dans les séquences de volumes scanner

Temporal tracking of coronaries in sequences of CT volumes

Soizic Laguitton, Cezary Boldak et Christine Toumoulin

Manuscrit reçu le 19 avril 2008

Résumé et mots clés

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 d'accès à un site particulier et implique la capacité de déterminer et caractériser les trajectoires spatiales et temporelles des vaisseaux. L'approche retenue repose sur une technique de mise en correspondance de régions associant des critères de similarité de forme et d'intensité. Une première étape a pour objectif la recherche d'un point correspondant sur le vaisseau d'intérêt dans un espace de recherche de forme sphérique. La seconde étape consiste à améliorer sa localisation en explorant les points de la ligne centrale du vaisseau sur un court segment. Dans un premier temps, la méthode est testée sur des séquences contenant des mouvements simulés linéaires et non linéaires, puis sur des séquences réelles. La méthode permet de faire face à une grande partie des difficultés rencontrées sur ce type de données. Les trajectoires des points suivis sont cohérentes entre elles et avec les autres études présentées dans la littérature.

Suivi, mouvement, coronaires, 3D, sequences, CT, moments géométriques

Abstract and key words

Cardiovascular diseases remain a major worldwide health concern. Although significant advances have been made in heart imaging, much is still expected for improving diagnostic and better assisting interventions. On this way, our work is focused on the planning and the guidance of endovascular therapies such as cardiac resynchronization or revascularization. More precisely, its objective is to find the optimal vascular path to a given target for the insertion of tools like stimulation probes, balloons or stents. The challenge is therefore to track in 3D space and time the structures of interest in order to define the instrument trajectories. This work presents a first attempt toward the temporal tracking of coronary arteries in a sequence of CT volumes.

The beating heart is highly deformed over a cardiac cycle and complex movements are present (contraction, expansion, torsion) with slow, fast and inverted episodes. The coronary arteries, relying on the myocardium, are very difficult to track due to their small diameters (1 to 5 mm while the CT resolution is about 0.4 mm) on one hand and, on the other hand, the CT reconstruction artifacts corresponding to fast motion phases of the heart.

Many motion extraction techniques have been derived over the two last decades and widely applied in the computer vision domain. Optical flow methods [1], bayesian filtering tracking [2] and deformable models [3] are among the most well known. However, few articles have addressed the coronary vessel tracking problem in CT volume sequences. Previous studies dealt with 2D image sequences [4-9] and few of them present an automatic method [6]. To our knowledge, the work of Shechter et al. [10] based on landmarks (forking points) is the only one really applied to 3D CT sequences.

The present method departs from this approach by only using tracks local intensity patterns and shape features of the vessels. The mean background and vessel intensity distribution are estimated using an EM algorithm. The shape information is recovered by locally modeling the vessel as a cylinder. Its parameters (center, radius and direction) are computed from the geometrical moments computed up to the second order in a spherical neighborhood [11] (equations 1-4).

The method is divided into three main stages (figure 1) : initialization, temporal tracking and position refinement. At the initialization step, the user picks up a point into one volume V_t of the sequence. Its position is adjusted on the vessel centerline using an iterative process [11]. To get accurately the vessel local features, this process also assesses the size of the spherical neighborhood to be used in the computation of geometrical moments. The overall goal consists to find the position of this point P_t , in each volume of the sequence : $(P_t, P_{t+1}, P_{t+2} \dots)$. We propose an original exploration technique of the volume V_{t+i} :

- The temporal tracking step researches a point of the vessel into a spherical research space, centered on the position P_t . Its radius is chosen to cover the largest motion expected in the volume sequence. This space is then divided into a set of small spheres which positions and radiuses are adjusted using the same iterative process applied at the initialization step. The spheres are then located on the high intensity regions in the search space and their centers are the candidate points. A similarity criterion between each candidate point and the point P_t is computed to select the best point, let say, \hat{P}_{t+i} . This measure includes the local histogram, the second order moments and the estimated radius of the vessel (equation 5).

- The last step is aimed at refining the position of the point inside the vessel by performing a local spatial tracking of the vessel around the position \hat{P}_{t+i} . The displacement is performed along the vessel estimated local direction. The iterative processes, mentioned above, are applied at each step to adjust the position of the point on the vessel centerline. The local sum of squared differences of intensity is then used to select the position of the point P_{t+i} among the extracted points.

Some experiments have been conducted to evaluate the method. They have been first carried out on real data sets submitted to controlled transformations. When translations of growing magnitudes (up to 12 mm for 3 different volumes) are applied, the results (using 20 points located on the main branches of the coronary arteries in each volume) led to an accuracy below 2 mm for 95% of the tests and better than 1 mm for 75% of them. To simulate more realistically the heart movements, we also considered a non rigid B-spline transformation [12]. The transformation parameters were assessed by registering 2 volumes of a sequence. For the 52 points tracked, we obtained 100% success in recovering a point located in the vessel. The mean error was 1.8 mm at the end of the temporal tracking step, and 0.8 mm after the whole process. A second experimental phase has been worked out on real data but, in that case, without knowing the ground truth. 10 points were tracked for each of the 4 available volume sequences. The points were located either on healthy or pathological vessels (figures 4-5). We compared the trajectories of several points of a branch (figure 6) and the same point in the anatomy for several patients (figure 7). The trajectories were consistent between them and also with the physiology (fast motion in systole, diastole containing 3 main motion stages).

To briefly conclude, let us emphasize that the main difficulties come from both the characteristics of the images and the structural complexity of the scene. The images are spatially anisotropic (a linear interpolation between slices needs to be applied), not fully corrected during the reconstruction in term of motion artifacts (figure 5 phase 50%). The scene includes different structures such as myocardium, cavities, venous and arterial trees, which are spatially close and have similar intensities. The vessels are thin and can depict abnormal features (i.e atherosclerosis). The method overcomes most of these problems, except when the data sets are too damaged by strong motion artifacts. The choice to use only local information is well-justified by the objective to process a minimum of information. This two steps strategy was accordingly built on the idea to look for a first vessel point considering only the candidates located at high intensity regions in a limited space, and then, to achieve a local exhaustive search on the vessel centerline. The computation time of the method, around 2s for tracking a new position over the full volume sequence is still too long for a clinical use. However, a code optimization and a sound choice of the number of candidate points will contribute to significantly reduce the computation time. Furthermore, the spatial coherence of the vessel in time could be used to speed up the tracking of an ensemble of points.

Tracking, motion, coronaries, 3D, sequences, CT, geometrical moments

1. Introduction

La caractérisation du mouvement des artères coronaires présente plusieurs intérêts. Le premier se situe dans l'amélioration de la qualité des volumes tomographiques cardiaques acquis en imagerie scanner multibarrette par exemple. L'objectif est de prendre en compte le rythme cardiaque pour limiter les artefacts de mouvement en particulier dans les phases de déplacement rapide des coronaires. Le deuxième se situe au niveau diagnostique : les cardiopathies affectent, selon les cas, la perfusion, le rythme ou le métabolisme myocardique. Les répercussions fonctionnelles d'une lésion dépendent de sa nature, de sa localisation et de son étendue. L'étude du mouvement des coronaires permet d'analyser ces répercussions et contribue ainsi à l'amélioration du potentiel diagnostique au même titre que l'analyse du mouvement des parois myocardiques. Le troisième intérêt se situe au niveau interventionnel dans la préparation de la conduite d'interventions assistées par ordinateur, par l'étude de trajectoires d'accès à un site particulier. Il peut s'agir de guider le cathéter portant les sondes de stimulation lors d'une intervention de resynchronisation des ventricules, ou encore le ballonnet ou le stent dans le cadre de la revascularisation cardiaque. Cet objectif implique la capacité de déterminer et caractériser non seulement les trajectoires spatiales des vaisseaux, comme dans un problème statique, mais aussi de les définir dans le temps. C'est ce dernier point qui nous intéresse ici. Notre objectif consiste à apporter des solutions algorithmiques au suivi de mouvement des artères dans des séquences 3D+T.

Le mouvement des coronaires, induit par le muscle cardiaque, résulte de déformations physiques complexes associant contractions, expansions et torsions de l'organe. Il est hétérogène, i.e. non stationnaire avec des ruptures importantes en direction et en vitesse. L'estimation de ce mouvement demeure un véritable challenge d'autant que les structures étudiées (les coronaires) sont de petite taille (de 1 à 5 mm de diamètre), présentent un parcours tortueux sur la surface du myocarde, et se déforment au rythme du battement cardiaque. Enfin, 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. Les méthodes d'extraction du mouvement ont fait l'objet de nombreux travaux particulièrement dans le domaine de la vision par ordinateur. Citons les techniques de flot optique [1] qui exploitent l'hypothèse de conservation des gradients d'intensité ou d'une fonction de l'intensité, le suivi par filtrage bayésien qui modélise l'évolution de la cible par un processus markovien [2], et les modèles déformables [3]. L'analyse du mouvement artériel à partir d'une séquence d'images a par contre encore été peu explorée. Les études qui ont été menées se sont majoritairement limitées à une analyse 2D du mouvement. Elles ont été réalisées sur des séquences acquises en angiographie biplan [4-6], en tomographie par faisceau d'électron [7, 8] et en imagerie par résonance magnétique [9] (dans ces deux derniers cas, l'investi-

gation a été menée dans des plans transverses). À l'exception des travaux de Shechter *et al.* [6] qui exploitent une méthode semi automatique pour extraire et mettre en correspondance les lignes centrales des vaisseaux pour ensuite en déduire le mouvement, les autres études s'appuient sur un relevé manuel de positions successives de points de référence (points de bifurcations par exemple) dans la séquence. Cependant, la restriction de l'analyse à l'espace 2D induit des imprécisions dans les mesures puisqu'une composante du mouvement n'est pas prise en compte. À notre connaissance, la seule étude à considérer le mouvement 3D des structures coronaires est celle de Husmann *et al.* [10] sur des séquences volumiques acquises en imagerie scanner multibarrette. L'étude proposée s'appuie sur des mesures manuelles de la position de points de bifurcation.

Nous proposons une méthode de suivi temporel d'un point d'une artère coronaire dans une séquence 3-D constituée de 10 volumes (reconstruits tous les 10 % du cycle cardiaque) acquise en imagerie scanner multibarrette. La méthode est de type mise en correspondance de régions, et exploite uniquement les informations locales de forme et d'intensité extraites autour du point. Le vaisseau est modélisé localement par un cylindre dont les paramètres sont estimés à partir des moments géométriques [11].

La méthode est décrite section 2. Elle se décompose en trois étapes : l'estimation des caractéristiques locales au point considéré, la recherche de sa position dans le volume suivant et le raffinement de sa position à l'intérieur du vaisseau. La section 3 présente les résultats des tests réalisés sur séquences contenant un mouvement simulé et sur séquences réelles. Une discussion est ensuite proposée section 4.

2. Méthode

Suivre un point P le long d'une séquence de volumes consiste à rechercher ses positions $(P_t, P_{t+1}, P_{t+2}, \dots)$ dans chaque volume $(V_t, V_{t+1}, V_{t+2}, \dots)$ de la séquence. Le suivi est initié interactivement en choisissant un point P_t sur un volume V_t de la séquence. Ce point, dont la position est supposée connue à un instant donné est utilisé comme référence pour la recherche sur chaque volume (au lieu de travailler sur des volumes successifs de la séquence). Ce point représente le centre de l'espace de recherche d'une part et, d'autre part, ses caractéristiques locales servent de référence pour la recherche du nouveau point. Ce choix permet d'éviter la propagation d'erreurs potentielles lors des phases correspondant à un mouvement rapide du coeur (systole et début de diastole) où la visibilité des artères est dégradée. De plus, il évite d'augmenter le volume de l'espace de recherche, puisque la faible résolution temporelle du scanner par rapport à la rapidité de mouvement du coeur en systole oblige à considérer des mouvements d'amplitude maximale entre le volume de référence et le volume courant dans les deux cas.

La méthode peut être décomposée en plusieurs étapes illustrées sur la figure 1 (pour $i = 1$):

1. Initialisation: sélection d'un point situé sur une artère. Une procédure automatique est ensuite appliquée pour recentrer le point sur l'axe central du vaisseau. Un certain nombre de descripteurs locaux sont estimés autour de ce point nommé P_t .
2. Étape de suivi temporel: recherche de points candidats P_{t+i}^j sur le volume V_{t+i} dans un espace de recherche sphérique centré sur la position P_t et dont la taille permet de prendre en compte les mouvements d'amplitude maximale du coeur. Estimation des caractéristiques locales de chaque point candidat dans un voisinage local sphérique. Sélection d'un point \hat{P}_{t+i} sur la base d'un critère de distance avec les caractéristiques locales estimées au point de référence.
3. Affinement de la position du point \hat{P}_{t+i} à l'intérieur du vaisseau: extraction de points situés sur la ligne centrale du vaisseau localement autour de la position \hat{P}_{t+i} . Sélection de la position P_{t+i} parmi les points extraits sur un critère de distance avec les caractéristiques locales estimées au point de référence.

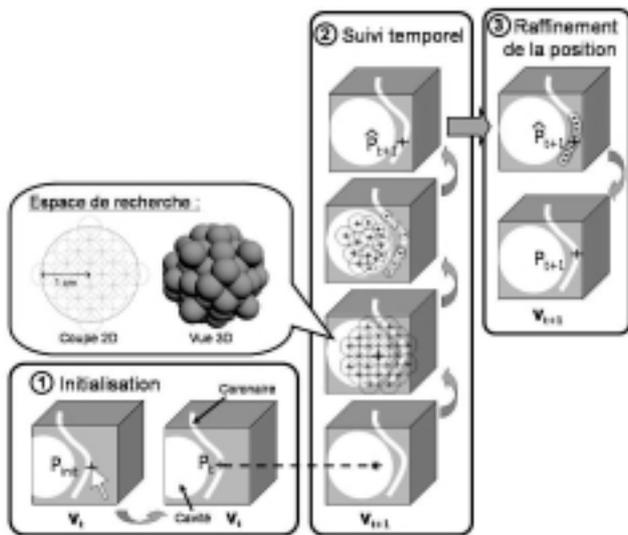


Figure 1. Représentation schématique de la méthode.

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 centrés jusque l'ordre 2 (M_{ijk} avec $i + j + k = \text{ordre}$), calculés dans une fenêtre sphérique centrée sur le point d'intérêt, noté C . Le vaisseau est localement modélisé par un cylindre de centre de gravité G , de rayon r et d'orientation (représenté par deux angles α et β) dans l'espace 3D [11].

Les intensités du vaisseau (I_v) et du fond (I_b) ne sont pas constantes. L'inhomogénéité de propagation du produit de contraste et la présence de pathologies comme les calcifications, conduisent à une variation significative du niveau interne.

De la même manière, l'environnement externe du vaisseau change en fonction des tissus ou organes traversés. La valeur moyenne de ces intensités est évaluée à partir de l'histogramme relevé sur un voisinage élargi autour du centre de gravité P . Cet histogramme est modélisé par deux gaussiennes dont les paramètres sont obtenus par un algorithme de maximisation de vraisemblance (EM). L'intensité du fond (I_b) (respectivement l'intensité du vaisseau (I_v)) est considérée comme étant la moyenne de la gaussienne qui correspond aux intensités les plus faibles (resp. les plus élevées). Excepté pour des vaisseaux très fins (en dessous de 2 mm de diamètre), le contraste entre le sang et le fond est suffisant pour que l'estimation soit peu sensible aux valeurs d'initialisation. Sur le volume de référence, les valeurs d'intensité choisies pour l'initialisation de l'algorithme EM sont fournies par l'utilisateur. Les valeurs obtenues servent ensuite d'initialisation pour l'application de l'algorithme EM aux autres volumes.

Le calcul des moments géométriques est restreint à l'ordre 2 pour limiter la complexité du calcul. Ce sont eux qui portent en effet l'information nécessaire à l'estimation des paramètres du vaisseau modélisé localement par un cylindre. La position du centre de gravité G est calculée à partir des moments centrés d'ordre 0 (M_{000}) et 1 (M_{100} , M_{010} et M_{001} , équation 2). Le rayon r est estimé à partir du moment d'ordre 0, et des intensités moyennes I_v et I_b , et du rayon R de la fenêtre (équation 1). Enfin, l'orientation locale du vaisseau est calculée à partir des moments centrés d'ordre 2 (M_{110} , M_{101} , M_{011} , M_{200} , M_{020} et M_{002} , équations 3 et 4).

$$r = R \sqrt{1 - \left(\frac{M_{000} \frac{3}{4\pi} - I_v}{I_f - I_v} \right)^{\frac{2}{3}}} \quad (1)$$

$$G = C + r \cdot \left(\frac{M_{100}}{M_{000}}, \frac{M_{010}}{M_{000}}, \frac{M_{001}}{M_{000}} \right) \quad (2)$$

$$\alpha = \frac{1}{2} \arctan \left(\frac{2M_{110}}{M_{200} - M_{020}} \right) + k \frac{\pi}{2} \quad (3)$$

$$\beta = \frac{1}{2} \arctan \left(\frac{2M_{101} \cos \alpha + M_{011} \sin \alpha}{M_{002} - M_{200} \cos^2 \alpha - M_{020} \sin^2 \alpha - M_{110} \sin 2\alpha} \right) + k \frac{\pi}{2} \quad (4)$$

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, le centre C de la sphère doit être situé sur l'axe du vaisseau et son rayon R doit être légèrement supérieur au rayon du vaisseau. Ces paramètres (position et taille) sont ajustés automatiquement en appliquant un algorithme itératif de recentrage [11]. Cet algorithme, décrit dans la table 1, déplace successivement 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 réitérées jusqu'à convergence du rayon de la sphère sur le rayon estimé du vaisseau.

Table 1. Algorithme itératif de recentrage. Le rayon estimé du vaisseau ainsi que celui de la sphère sont exprimés ici en voxels. À la convergence le rayon de la sphère R est tel que, en mm, $r \leq R \leq r + 0.5\text{mm}$ ($1.25 \text{ voxel} \approx 0.5 \text{ mm}$).

Faire :

Estimation du centre de gravité G

Faire :

Centre de la sphère $C := \text{Arrondi}(G)$;

Estimation du centre de gravité G ;

Jusque convergence de C ou décroissance de $\|C - G\|$

Estimation du rayon r

Si ($R < r$) $\Rightarrow R := R + 1$;

Sinon \Rightarrow

Si ($R > r + 1.25$) $\Rightarrow R := R - 1$;

Jusque convergence de R

2.2. Étape de suivi temporel

La recherche d'un point appartenant au vaisseau d'intérêt dans le volume V_{t+i} est réalisée en exploitant un espace de recherche centré sur la position du point de référence P_t projeté dans le volume V_{t+i} . N'utilisant aucun a priori sur la direction de déplacement des coronaires, cet espace est choisi de forme sphérique, ce qui permet d'effectuer une recherche dans toutes les directions. Les études rapportées sur le mouvement des coronaires ont montré que ce mouvement était hétérogène avec des amplitudes maximales qui différaient selon la branche considérée [6, 7]. En conséquence, le rayon de notre sphère de recherche dépendra de la branche considérée. À titre d'exemple, pour la coronaire gauche, un rayon de 1 cm s'avère suffisant pour suivre son mouvement entre deux instants du cycle cardiaque.

Cet espace de recherche est ensuite subdivisé en N sphères de rayon légèrement supérieur au rayon estimé du vaisseau au point de référence P_t sur le volume V_t . En conséquence, plus le vaisseau recherché est fin, plus les sphères seront petites et leur nombre important. La disposition de ces sphères est choisie de manière à optimiser l'espace couvert en limitant le recouvrement entre les sphères (figure 1). L'algorithme itératif de recentrage (table 1), appliqué sur chaque sphère, a pour objectif de la faire converger vers la région de plus forte intensité voisine. Ces régions correspondent aux cavités cardiaques et aux vaisseaux. Les centres des sphères composent l'ensemble des points candidats, P_{t+i}^j avec $j = 1, 2, \dots, N$. Les caractéristiques locales, décrites en 2.1., sont calculées à l'intérieur de chaque sphère.

La mise en correspondance, entre la région de référence centrée en P_t dans le volume V_t et chaque région centrée sur un point candidat P_{t+i}^j dans le volume V_{t+i} , est réalisée en combinant des descripteurs locaux caractérisant la forme et l'intensité. Nous choisissons de caractériser chaque vaisseau par son calibre, son orientation et son intensité, représentés respectivement par les trois descripteurs suivant : les moments d'ordre 2, l'histo-

gramme local et le rayon estimé. La mesure de similarité considérée pour évaluer le degré de ressemblance entre le point de référence P_t situé dans le volume V_t et l'ensemble des J points candidats P_{t+i}^j extraits sur le volume V_{t+i} est basée sur une distance euclidienne pondérée sur l'ensemble des caractéristiques considérées. Cette distance $D_{t,t+i}^j$, calculée pour chaque région j est définie de la manière suivante :

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

Où D_E désigne la distance euclidienne. Les moments d'ordre 2 ont été subdivisés en deux sous-ensembles pour tenir compte de l'hétérogénéité des grandeurs : les moments M_{011} , M_{101} , M_{110} ont été regroupés dans l'équation sous la notation $M_2^{(1)}$, et les moments M_{002} , M_{020} et M_{200} sous $M_2^{(2)}$. $\alpha_{M2(1)}$, $\alpha_{M2(2)}$, α_{hist} et α_r sont les coefficients de normalisation, et 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, pour chaque caractéristique.

Les valeurs des coefficients $\alpha_{M2(1)}$, $\alpha_{M2(2)}$, α_{hist} et α_r sont alors respectivement égales aux moyennes des distances euclidiennes calculées pour chaque caractéristique. Le calcul des coefficients de pondération est réalisé en se limitant à M points (avec $M = 20$), afin de ne prendre en compte que ceux ayant des caractéristiques proches et donc supposés localisés sur le vaisseau d'intérêt. L'objectif est de favoriser les points P_{t+i}^j situés à l'intérieur d'une artère en introduisant en même temps, dans le calcul de la distance, un rééquilibrage de chaque caractéristique par rapport à des variations ponctuelles plus ou moins brutales de certaines d'entre elles qui pourraient alors s'imposer dans le calcul de la distance, au détriment des autres caractéristiques. Pour illustrer ce propos, supposons que le diamètre et les moments d'ordre 2 restent constants mais que le niveau d'intensité varie brusquement entre le volume V_t et V_{t+i} . En choisissant des coefficients de pondération a priori, l'histogramme risque d'avoir une plus grande influence que les autres descripteurs. La méthode de calcul des coefficients permet d'ajuster automatiquement les poids pour prendre en compte cette variation d'intensité.

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

2.3. Raffinement de la position à l'intérieur du vaisseau

La position \hat{P}_{t+i} obtenue à l'issue de l'étape de suivi temporel appartient au vaisseau d'intérêt. Cependant sa position à l'intérieur de l'artère n'est pas forcément juste, puisque les points candidats peuvent être disposés de manière éparse sur le vaisseau. L'étape de raffinement vise à rechercher de nouveaux points candidats sur l'axe central du vaisseau. Un suivi spatial est appliqué de part et d'autre de la position du point estimé \hat{P}_{t+i} sur une distance totale de $2M_{ss} + 1$ voxels (avec $M_{ss} = 20$ points, soit une distance légèrement inférieure à 1 cm de part et d'autre du point). Le pas de progression est choisi de manière à extraire des points connexes pour une recherche exhaustive de tous les points de la ligne centrale proche du point \hat{P}_{t+i} .

Le suivi spatial s'appuie comme précédemment sur la modélisation locale du vaisseau par un cylindre et les moments géométriques 3D pour estimer les paramètres du cylindre. Son principe, illustré sur la figure 2, est le suivant : à chaque itération, la progression est réalisée dans la direction locale du vaisseau (définie par les angles α et β). L'algorithme itératif de recentrage (table 1) est appliqué pour extraire un point sur la ligne centrale et éviter ainsi la déviation du suivi vers l'extérieur du vaisseau, notamment en cas de forte courbure. Pour éviter les sauts dans la progression du suivi à l'abord d'une calcification (zone de très forte intensité), puis sa stagnation à l'intérieur, le déplacement dans le vaisseau est contraint à l'intérieur d'un plan orthogonal à la direction locale estimée, à une distance de un voxel du point précédemment extrait. En présence d'une bifurcation, il est nécessaire de s'assurer que le processus suive la branche d'intérêt. La technique employée consiste à :

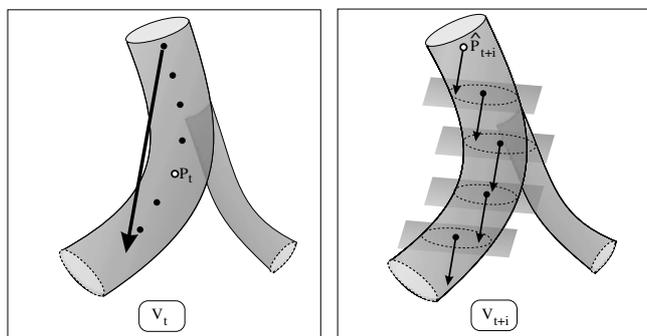


Figure 2. Illustration de la méthode de suivi spatial. À gauche : la direction globale du vaisseau est estimée sur le volume d'initialisation. À droite : Cette direction est utilisée systématiquement pour faire progresser le suivi sur le volume V_{t+i} . L'algorithme itératif de recentrage appliqué à chaque point est contraint par un plan orthogonal à la direction de déplacement.

- Réaliser, à l'initialisation, un suivi spatial sur le segment d'intérêt de part et d'autre du point P_t sur le volume V_t . La direction moyenne du segment est ensuite calculée en considérant la droite passant par ses deux points d'extrémité.
- Utiliser ensuite cette direction moyenne à l'étape de raffinement de la position du point \hat{P}_{t+i} sur le volume V_{t+i} . À chaque itération la progression du suivi spatial ne se fait plus dans la direction locale du vaisseau mais en utilisant cette direction moyenne. L'utilisation de l'algorithme itératif de recentrage permet de compenser les erreurs dans la progression du suivi. Les points ainsi extraits sont considérés comme un ensemble de points candidats. La similarité entre le point de référence et chaque point candidat, est évaluée sur un critère de distance euclidienne des intensités sur un voisinage local cubique de 1 cm de côté. Les artères ayant un diamètre maximal d'environ 5 mm, ce critère permet de prendre en compte non seulement les singularités du vaisseau d'intérêt (calcification, bifurcation...) mais aussi la configuration du voisinage immédiat (veine, cavité, fond...). La position sélectionnée P_{t+1} est celle qui correspond à la distance minimale.

3. Résultats

La méthode a été testée sur quatre séquences dynamiques du coeur acquises sur un système LightSpeed VCT GE à 64 détecteurs. Les séquences contiennent des volumes reconstruits à partir de données acquises sur plusieurs cycles cardiaques. Elles comprennent 10 volumes et l'intervalle temporel entre deux volumes successifs correspond à 10 % de la durée d'un cycle cardiaque. Le volume nommé 0 % correspond au début de la systole ventriculaire (vidage du sang des ventricules), le volume suivant est nommé 10 % et ainsi de suite. Les volumes contiennent environ 200 coupes de taille 512×512 pixels. La taille du pixel est approximativement $0.4 \times 0.4 \text{ mm}^2$. L'espace intercoupe (variant de 0.5 mm à 0.65 mm selon les séquences) étant supérieur à la taille du pixel, les volumes sont préalablement rendus isotropiques par interpolation linéaire. Les images présentées dans cette section sont des projections par maximum d'intensité (MIP) calculées sur quelques coupes.

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 d'importantes variations spatiales de contraste, comme c'est le cas par exemple, en présence de calcification (zone hyperdense). La procédure d'évaluation comprend deux étapes : les tests sur données contenant un mouvement simulé et les tests sur données réelles.

3.1. Évaluation sur séquences avec mouvement simulé

Les séquences simulées sont générées en appliquant des transformations spatiales sur des volumes issus des séquences scanner. Seul le mouvement est simulé, les niveaux d'intensité n'ont pas subi de transformation et représentent les intensités originales des séquences réelles.

Dans un premier temps un mouvement linéaire a été simulé en appliquant des translations d'amplitudes croissantes jusque 12 mm. Ces tests ont été appliqués sur 20 points répartis sur l'ensemble des branches citées et sur 3 séquences simulées. Les erreurs de position ont été ainsi calculées pour des amplitudes de mouvement croissantes (figure 3). Ces tests ont montré de bons résultats pour des amplitudes de mouvement inférieures au rayon de l'espace de recherche, avec une erreur de position moyenne autour de 1 mm. 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. L'erreur de position moyenne se situe autour de 2 mm si l'étape de raffinement de la position n'est pas appliquée, ce qui démontre l'utilité et l'efficacité de cette étape.

Nous avons ensuite cherché à simuler un mouvement plus réaliste du coeur en appliquant une transformation T non rigide de type B-Spline [12]. Cette transformation est préalablement calculée en appliquant une procédure de recalage non rigide de type B-Spline du volume 50 % sur le volume 0 % de manière à extraire le mouvement de systole ventriculaire qui représente un mouvement important dans le cycle cardiaque (table 2). Ce recalage a été réalisé en considérant une grille cubique $5 \times 5 \times 5$, une mesure de similarité basée sur la SSD (somme au carré des différences d'intensités sur un voisinage cubique N^3) et une méthode d'optimisation de type quasi-Newton.

Nous avons ensuite appliqué la transformation T sur le volume 50 % pour obtenir un nouveau volume $T(50\%)$ puis nous avons appliqué l'algorithme de suivi spatio-temporel sur le volume 50 % transformé $T(50\%)$.

Nous avons ainsi construit 5 séquences constituées chacune de deux volumes: le volume initial 50 % et le volume transformé $T(50\%)$. Nous avons ensuite considéré 52 points tests répartis sur l'ensemble des branches citées et sur les 5 séquences simulées. Les résultats ont donné 100 % de succès sur la recherche de

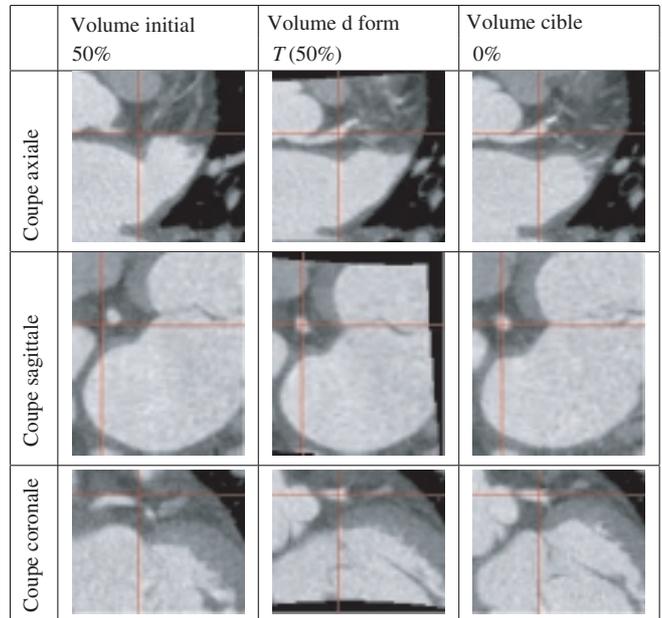


Table 2. Exemple de recalage obtenu avec la transformation de type B-Spline. Dans la première colonne sont présentées des coupes du volume initial (volume 50 %). Les images de la seconde colonne sont des coupes de ce même volume auquel a été appliquée la transformation T obtenue à l'issue de la procédure de recalage. Les images de la troisième colonne sont des coupes du volume cible (volume 0 %). La position des coupes est identique pour les 3 volumes et sont indiquées par l'intersection des lignes horizontales et verticales.

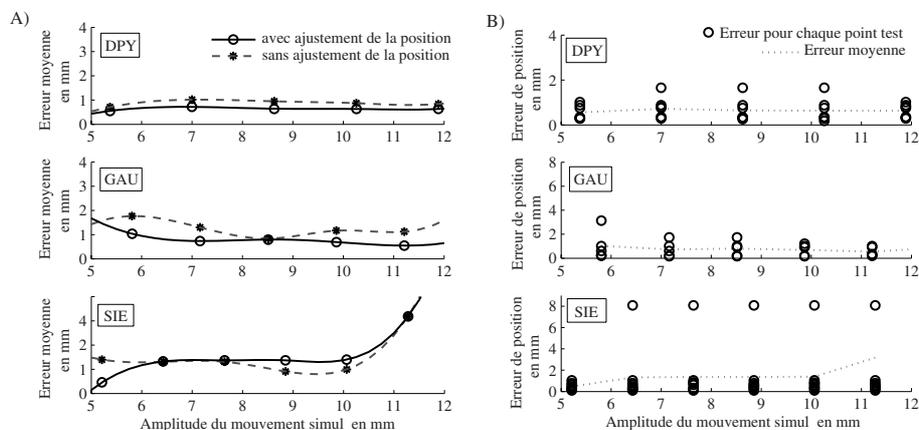


Figure 3. Erreur de position en fonction de l'amplitude du mouvement linéaire simulé pour les trois séquences (appelées DPY, GAU et SIE). Cinq translations ont été appliquées pour chaque séquence. A) Erreur moyenne de position en fonction de l'amplitude du mouvement simulé avec et sans l'étape de raffinement de la position. B) Erreur de position pour chaque point test.

l'artère (procédure de suivi temporel) avec une erreur de position moyenne égale à 1,8 mm qui devient 0,8 mm après application de la procédure de raffinement basée sur le suivi spatial.

3.2. Évaluation sur séquences réelles

Nous avons réalisé une étude systématique du suivi des points sur chaque branche des séquences réelles disponibles. Ces tests ont été effectués sur 10 points par séquence répartis sur des vaisseaux sains et pathologiques. À titre d'exemple, la figure 4 illustre le comportement de l'algorithme sur une artère intraventriculaire (IVA) très calcifiée.

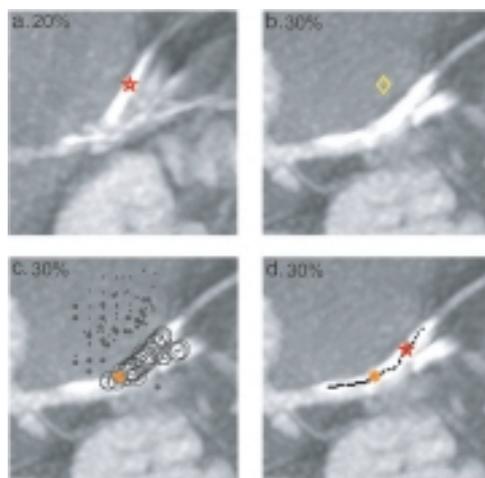


Figure 4. Suivi d'un point de l'IVA situé à environ 2,5 cm de l'origine de l'artère sur les volumes 20 et 30 %. a. Position du point P_t dans le volume V_t . b. Position P_t dans le volume suivant V_{t+1} après projection. c. Espace de recherche: Après application de l'algorithme itératif de recentrage, les sphères ont convergé pour partie sur les artères et sur le ventricule. L'astérisque grise montre la position du point \hat{P}_{t+1} retenu à l'issue du suivi temporel. d. Résultat du suivi spatial. Les points en noir représentent les points extraits par le processus de suivi. L'étoile représente la position finale du point P_{t+1} .

La figure 5 illustre le suivi d'un point de l'artère circonflexe situé à 1,5 cm de l'origine de l'artère, sur la séquence complète. Sur chaque image, le losange indique la position du point P sur le volume précédent, l'étoile rouge, la position estimée du point à l'issue du suivi temporel et l'astérisque, la position finale du point P . Cet exemple montre que le déplacement du point peut être important entre deux instants temporels. La procédure de suivi temporel permet de retrouver la bonne artère sur tous les volumes de la séquence. Il est cependant difficile de déterminer si le point associé à la phase 50 % est positionné correctement à cause de la présence d'un artefact de mouvement. Ces artefacts sont présents sur les volumes acquis en phases fin diastole

et d'éjection systolique où les mouvements sont rapides avec des amplitudes importantes. Ces artefacts entraînent des discontinuités sur les artères concernées et une dégradation importante du contraste. Ils sont généralement présents sur 2 volumes de la séquence et sont liés à une résolution temporelle insuffisante du système d'acquisition.

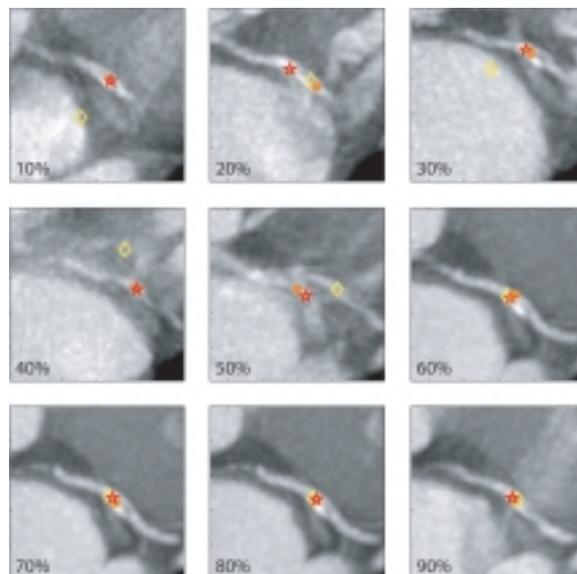


Figure 5. Suivi d'un point de la LCx situé à 1,5 cm de l'origine de l'artère. Etoile : positions $P_{t,t+1,\dots}$ dans chaque volume $V_{t,t+1,\dots}$. Losange : position du point sur le volume précédent. Astérisque : position \hat{P}_t .

Nous avons ensuite comparé les trajectoires de points appartenant à une même branche de l'arbre coronaire, pour un patient donné, sur un cycle cardiaque (figures 6 et 7). La figure 6 montre ces trajectoires pour des points localisés le long de l'artère inter-ventriculaire antérieure. Ces trajectoires apparaissent globalement cohérentes entre elles. L'amplitude du mouvement diffère en fonction de la position du point sur l'artère, ce qui semble logique si nous faisons le lien avec la mécanique cardiaque. 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. En faisant abstraction des quelques erreurs de suivi, ces courbes ont la forme typique des courbes de mouvements des artères coronaires reportées dans d'autres travaux [6, 13]. De plus, ces mouvements sont cohérents avec la mécanique cardiaque : le premier mouvement rapide correspondant à la systole ventriculaire, suivi d'une relaxation isovolumétrique qui n'induit qu'un faible déplacement. Les ventricules se remplissent ensuite dans la phase de diastole, qui contient deux étapes. Un premier mouvement rapide correspond au remplissage des ventricules grâce à la différence de pression avec les oreillettes. Lorsque la pression s'équilibre le mouvement se stabilise. La dernière phase de la diastole correspond à la contraction des oreillettes pour terminer le remplissage des ventricules.

Nous avons ensuite tracé la trajectoire d'un même point anatomique pour les quatre patients. La figure 7 montre ces trajectoires pour un point situé sur l'artère interventriculaire antérieure. Malgré l'existence d'une variabilité inter-patient importante, les directions et variations de mouvement apparaissent cohérentes.

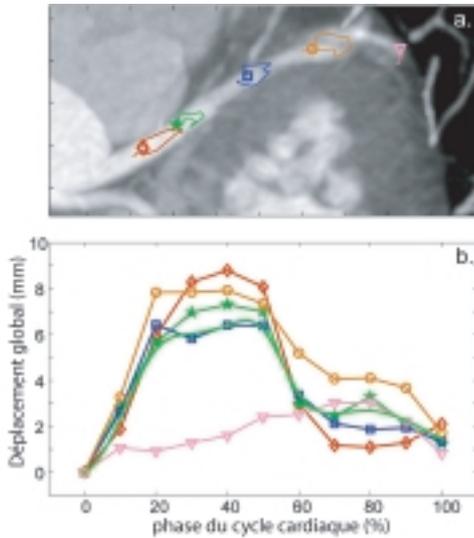


Figure 6. Trajectoires de cinq points de l'IVA espacés d'environ 1 cm. a. Positions des points pour la phase 0 % du cycle cardiaque et trajectoire projetée sur le plan axial. b. Déplacement global des 5 points. Courbe sans marqueur: la trajectoire moyenne.

5. 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 complètement corrigés en termes d'artéfacts de mouvement (figure 5 phase 50 %). De plus les vaisseaux sont affectés par l'athérosclérose. Les résultats satisfaisants de la méthode dans ces cas difficiles montrent ses possibilités. Nous n'avons pas observé de baisse de performance des méthodes en présence d'athérosclérose, excepté dans le cas où celle-ci empêche la propagation du produit de contraste. Les principaux cas d'échecs sont liés à la présence d'artéfacts de mouvement sur le segment considéré ou apparaissent sur des segments distaux qui présentent de petits diamètres (inférieurs à 2 mm) et donc de faibles intensités. L'évolution rapide des scanners nous laisse cependant espérer l'amélioration de ces derniers aspects, l'augmentation de la résolution temporelle des séquences et l'application des méthodes aux veines coronaires. Nous pensons également que la méthode développée pourrait être utilisée, sans nécessiter d'adaptation majeure, à de futures séquences volumiques IRM cardiaques.

Le choix de d'exploiter uniquement des informations locales est justifié par la volonté de traiter un minimum d'information pour obtenir des correspondances entre les volumes. La stratégie de

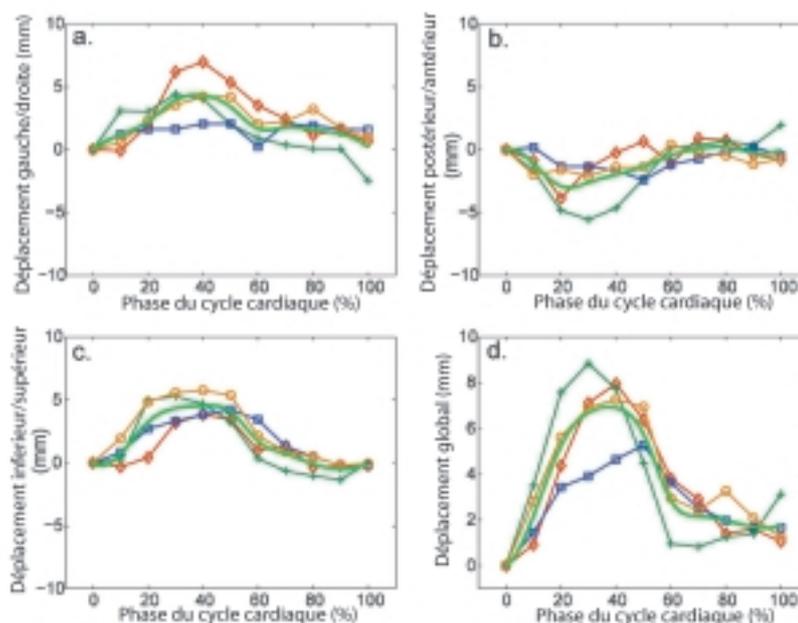


Figure 7. Pour 4 patients: trajectoire d'un point de l'IVA situé à environ 2 cm de l'origine. Courbe sans marqueur: trajectoire moyenne. a.b.c. Décomposition du mouvement en 3 déplacements 1D. d. Déplacement global.

recherche répond aussi à cette attente. En effet, la recherche est contrainte à un espace de recherche de taille minimale et la densité des points candidats considérés est adaptée au volume occupé par la structure recherchée (rayon estimé du vaisseau sur le volume de référence). De plus, l'utilisation de l'algorithme itératif de recentrage sur chaque point candidat permet de réduire la recherche aux points susceptibles d'être localisés sur la ligne centrale d'un vaisseau. La recherche en deux étapes permet de localiser dans un premier temps le vaisseau recherché pour limiter l'exploration plus exhaustive à une région de taille minimale, il s'agit de points sur une courbe (1D) à comparer avec l'espace de recherche de départ à 3 dimensions. La méthode peut cependant être utilement complétée par l'exploitation d'information spatiale. La cohérence spatiale au cours du temps de la ligne centrale du vaisseau, extraite sur le volume d'initialisation, peut être exploitée pour obtenir le mouvement de l'ensemble de ses points.

Le temps de recherche d'un point, actuellement de 2 secondes en moyenne sur une machine possédant un processeur pentium 4 3Ghz, sera accéléré pour que la méthode soit applicable en clinique. L'optimisation du code ainsi qu'un choix judicieux du nombre de points candidats utilisés lors des deux étapes de la méthode, devrait contribuer à atteindre cet objectif. Pour compléter l'étude réalisée, d'autres caractéristiques ou combinaisons de caractéristiques seront testées pour le choix du point candidat à l'étape de suivi temporel, mais également à l'étape de raffinement de la position. À plus long terme, une extraction manuelle de la trajectoire des points dans un ensemble de séquence pourra permettre la comparaison des performances de la méthode proposée à des méthodes de recalage non rigide.

6. Conclusion

Nous avons proposé une méthode pour le suivi d'un point d'une artère coronaire dans une séquence de volumes scanner. Elle est de type mise en correspondance de points et a une structure s'articulant en trois étapes : l'initialisation, la recherche d'un point de l'artère dans un voisinage sphérique et le raffinement de la position obtenue en réalisant le suivi spatial d'un court segment de l'artère. La méthode permet de faire face à une grande partie des difficultés rencontrées sur ce type de données. Les trajectoires des points suivis sont cohérentes entre elles et avec les autres études présentes dans la littérature. Les tests complémentaires actuellement en cours permettront de régler les différents paramètres de la méthode pour améliorer la précision des résultats et le temps de calcul. À plus long terme, l'objectif sera d'exploiter ces algorithmes pour le planning d'interventions endovasculaires guidées par l'image.

Références

- [1] BRUHN A., J. WEICKERT and C. SCHNÖRR, «Lucas/Kanade meets Horn/Schunck: combining local and global optic flow methods », *Int. J. Comput. Vision*, 2005, 61(3): p. 211-231.
- [2] RUI Y. and Y. CHEN, «Better proposal distributions: object tracking using unscented particle filter», *Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on computer Vision and Pattern Recognition*, 2001. 2.
- [3] SIMON A., M. GARREAU, D. BOULMIER, C. TOUMOULIN and H. BRETON, «Cardiac Motion Estimation in Multislice Computed Tomography Imaging Using a 4D Multiscale Surface-Volume Matching Process», *Computers in Cardiology*, 2005.
- [4] POTEL M.J., J.M. RUBIN, S.A. MACKAY, A.M. AISEN, J. AL-SADIR and R.E. SAYRE, «Methods for evaluating cardiac wall motion in three dimensions using bifurcation points of the coronary arterial tree», *Invest Radiol*, 1983, 18:47-57.
- [5] JOHNSON K.R., S.J. PATEL, A. WHIGHAM, A. HAKIM, R.I. PETTIGREW and J.N. OSHINSKI, «Three-dimensional time-resolved motion of the coronary arteries », *J Cardiovasc Magn Reson*, 2004, 6:663-673.
- [6] SHECHTER, G., F. DEVERNAY, E. COSTE-MANIÈRE, A. QUYYUMI and E. MCVEIGHT, «Three-Dimensional Motion Tracking of Coronary Arteries in Biplane Cineangiogram», *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2003. 22(4): p. 493-503.
- [7] ACHENBACH, S., D. ROPERS, J. HOLLE, W. G. DANIEL and W. MOSHAGE, «In Plane coronary arterial motion velocity: measurement with Electron-Beam CT », *J. of Radiology*, 2000.
- [8] MAO S., B. LU, R.J. OUDIZ, H. BAKHSHESHI, S.C. LIU and M.J. BUDOFF, «Coronary artery motion in electron beam tomography », *J Comput Assist Tomogr*, 2000, 24:253-258.
- [9] HOFMAN M.B., S.A. WICKLINE and C.H. LORENZ, «Quantification of in-plane motion of the coronary arteries during the cardiac cycle: implications for acquisition window duration for MR flow quantification», *J Magn Reson Imaging*, 1998, 8:568-576.
- [10] HUSMANN L., S. LESCHKA, L. DESBIOLLES, T. SCHEPIS, O. GAEMPERLI, B. SEIFERT, P. CATTIN, T. FRAUENFELDER, T.G. FLOHR, B. MARINCEK, P.A. KAUFMANN and H. ALKADHI, «Coronary Artery Motion and Cardiac Phases: Dependency on Heart Rate Implications for CT Image Reconstruction », *Radiology*, 2007, 245:567-576.
- [11] BOLDACK C., Y. ROLLAND, and C. TOUMOULIN, «An improved model-based vessel tracking algorithm with application to Computed Tomography Angiography », *Journal of Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 2003, 3(1):41-64.
- [12] RUECKERT D., L.I. SONODA, D.L.G. HILL, M.O. LEACH and D.J. HAWKES, «Nonrigid registration using free-form deformations: Application to breast MR images », *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1999, 18(8):712-721.
- [13] SARANATHAN M., V.B. HO, M.N. HOOD, T.K.F. FOO and C.J. HARDY, «Adaptive vessel tracking: Automated computation of vessel trajectories for improved efficiency in 2D coronary MR angiography », *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2001, 14:368-373.



Soizic **Laguitton**

Soizic Laguitton a reçu en 2004 un Master de recherche et un diplôme d'ingénieur en informatique, traitement du signal et de l'image à l'université de Rennes 1. Elle a ensuite obtenu son doctorat en 2008, au Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image (LTSI), INSERM U 642 à l'Université de Rennes 1. Ses recherches portent sur l'étude des coronaires à partir d'acquisition scanner et plus particulièrement l'extraction de leur mouvement.



Cezary **Boldak**

Cezary Boldak est né en 1974 en Pologne. Il a obtenu son master en informatique à l'institut Polytechnique de Bialystok en Pologne en 1998 et son doctorat en traitement du signal et télécommunication à l'université de Rennes1, et en informatique à l'institut Polytechnique de Bialystok où il travaille maintenant comme enseignant-chercheur. Ses travaux de recherche portent principalement sur le traitement des images médicales pour l'extraction et la caractérisation des structures vasculaires en imagerie cardiaque.



Christine **Tournoulin**

Christine Tournoulin a obtenu son doctorat en 1987 en traitement du signal et télécommunication. Elle a ensuite travaillé 2 ans chez GE où elle a implanté des algorithmes de traitement d'images sur un processeur spécialisé puis elle a rejoint le centre de recherche européen en imagerie médicale (CERIUM) où elle a travaillé sur la mise en réseau des services de soin de l'hôpital Pontchaillou en collaboration avec le système d'information hospitalier. Elle est actuellement Maître de conférence à l'IUT de Rennes, au département GEII où elle enseigne l'informatique industrielle et les réseaux locaux industriels. Elle mène son activité de recherche au laboratoire LTSI de l'université de Rennes1. Ses travaux sont menés en traitement d'images (analyse d'images 2D et 3D, estimation de mouvement, Reconstruction 3D) principalement en imagerie cardiaque (MSCT, IRM, Angiographie rotationnelle).

Elle a été Assistante éditoriale de la revue « IEEE Transactions on BioMedical Engineering » (T-BME) de 1996 à 2001, Editrice Associée pour la même revue de 2002 à 2007 et a co-organisé, de 1996 à 2006, l'école d'été IEEE en imagerie biomédicale qui se tient à Berder (Morbihan) tous les 2 ans.



