

## Modélisation 3D+t de l'arbre coronaire à partir de séquences angiographiques

Fabien Mourgues, Frédéric Devernay, Grégoire Malandain, Ève Coste-Manière

► **To cite this version:**

Fabien Mourgues, Frédéric Devernay, Grégoire Malandain, Ève Coste-Manière. Modélisation 3D+t de l'arbre coronaire à partir de séquences angiographiques. Journées ORASIS - 2001, 2001, Obernai, France. hal-00821478

**HAL Id: hal-00821478**

**<https://hal.inria.fr/hal-00821478>**

Submitted on 10 May 2013

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# Modélisation 3D+t de l'arbre coronaire à partir de séquences angiographiques

Fabien Mourgues

fabien.mourgues@sophia.inria.fr

Frédéric Devernay

frederic.devernay@sophia.inria.fr

Grégoire Malandain

gregoire.malandain@sophia.inria.fr

Ève Coste-Manière

eve.coste-maniere@sophia.inria.fr

Équipe ChIR, INRIA Sophia Antipolis

2004 route des lucioles, 06902 Sophia-Antipolis Cedex, [www.inria.fr/chir](http://www.inria.fr/chir)

## Résumé

Nous présentons ici une méthode de modélisation 3D+t de l'arbre coronaire à partir de séquences angiographiques non simultanées acquises sur appareil de coronarographie monoplane. Chaque séquence est traitée par analyse multiéchelle par modèle. L'arbre coronaire est saisi dans une image de chaque séquence grâce à un outil semi-interactif basé sur le prétraitement précédent. Cet arbre est suivi automatiquement dans chacune des séquences sur un cycle cardiaque à l'aide de *B-snakes* à mouvements contraints permettant de s'affranchir en grande partie des problèmes de croisement d'artères dans l'image. Enfin une méthode de reconstruction stéréoscopique sur des images synchronisées par rapport à l'électrocardiogramme est appliquée pour retrouver les artères et leur section 3D. La méthode de reconstruction proposée prend explicitement en compte le problème de stéréoscopie non simultanée pour lequel les contraintes épipolaires ne sont pas directement respectées.

**Mots-clefs :** coronarographie, segmentation multiéchelle, ciseaux intelligents, suivi par contours actifs, stéréoscopie non simultanée, modèles déformables.

## 1 Introduction

### 1.1 Contexte et objectifs

Les nouvelles techniques opératoires comme la chirurgie mini-invasive sont à la base de besoins plus importants en imagerie et modélisation d'organes. Les opérations de pontage coronarien robotisées et totalement endoscopiques [LCd<sup>+</sup>99] évitent l'ouverture du thorax et limitent les conséquences postopératoires. En revanche, le repérage des structures concernées : les artères coronaires, est rendu plus difficile à cause de l'étroitesse du champ visuel de l'endoscope. Le chirurgien pourrait être aidé par un modèle 3D variant avec le temps des artères ajouté par réalité augmentée dans les images endoscopiques. Ce modèle peut être construit à partir d'images préopératoires acquises pendant un examen de coronarographie. Ce modèle, après fusion avec un modèle surfacique du cœur obtenu par d'autres modalités, permettra d'aider la planification de l'opération chirurgicale [ACMB00], puis de guider le geste du chirurgien pendant celle-ci (position de l'anastomose dans le cas d'un pontage) mais les applications au diagnostic et au suivi des maladies cardio-vasculaires sont également envisageables.

## 1.2 Données et méthode

Un examen de coronarographie consiste en l'acquisition de projections rayons X du patient. Les artères sont rendues opaques aux rayons X avant chaque acquisition. Une séquence est acquise pendant la diffusion du produit de contraste injecté et avant sa disparition au bout d'environ trois à cinq cycles cardiaques.

Au cours d'un examen, plusieurs incidences sont acquises en commençant par les incidences standard orthogonales déterminées à partir de connaissances anatomiques a priori (oblique antérieure gauche  $60^\circ$  et oblique antérieure droite  $30^\circ$ ). D'autres incidences peuvent être acquises pour une quantification précise des sténoses et sont optimisables pour visualiser une portion particulière d'artère [SAH98]. La plupart des travaux sur la modélisation 3D [RBC94] s'intéressent aux angiographes biplans, très peu répandus mais qui permettent d'acquérir simultanément deux points de vue orthogonaux grâce à deux chaînes d'acquisition. Nous nous intéressons dans cet article au cas plus général des appareils de coronarographie monoplans standard. Nous disposons donc de plusieurs séquences, non simultanées mais synchronisées par rapport à l'électrocardiogramme, chacune prise suivant une incidence différente.

La méthode de reconstruction 3D+t développée dans les paragraphes suivants s'articule ainsi :

- une première étape consiste à extraire l'arbre coronaire dans *une* image des séquences, nous introduisons un outil semi-interactif de sélection des lignes centrales des artères basé sur une analyse multiéchelle par modèle,
- ensuite, un suivi automatique 2D de ces structures est effectué dans chaque des séquences durant un cycle cardiaque complet grâce à une description hiérarchique du réseau et une modélisation sous forme de *B-splines* des artères,
- enfin les images correspondant au même instant cardiaque sont utilisées pour reconstruire un arbre filaire puis l'habiller en affectant à chaque point la section du vaisseau.

## 2 Segmentation des structures 2D

La première partie de la reconstruction consiste à extraire, dans *une* image de chaque séquence, la projection 2D de l'arbre coronaire à reconstruire. Des outils tout automatiques de type poursuite à partir d'un point germe défini par l'utilisateur existent pour retrouver cet arbre [HEM<sup>+</sup>99, BM99]. Ceux-ci sont limités en souplesse d'utilisation car ils demandent des retouches fastidieuses a posteriori. Nous avons donc défini, en collaboration avec les médecins, un outil de segmentation qui permet de saisir facilement les ramifications principales de l'arbre. Cet outil est basé sur un algorithme de segmentation multiéchelle de bas niveau exposé dans le paragraphe suivant qui servira ensuite dans la phase de suivi automatique 2D dans les séquences.

### 2.1 Segmentation multiéchelle par modèle des artères

Les images à traiter sont non soustraites (la soustraction est peu envisageable à cause du mouvement et de la respiration du patient et de l'invasité des rayons X qui limite les acquisitions réalisables). Les artères sont des structures filiformes, de taille variable, superposées à d'autres structures en avant ou arrière plan : côtes, vertèbres, cathéter, diaphragme.

Plusieurs approches, en 2D ou 3D, ont été utilisées pour segmenter de telles structures : diffusion anisotrope appliquée à des angiogrammes 3D du cerveau dans [KMA97],

approche markovienne avec des variables cachées dans [PPTG96], modèles déformables avec courbes de niveau généralisées dans [LFG<sup>+</sup>99].

Nous avons utilisé une approche multiéchelle basée sur un modèle de vaisseau telle que décrite dans [SNS<sup>+</sup>98, KMA<sup>+</sup>00] qui permet de prendre en compte la variabilité de taille des artères recherchées et des structures annexes. La réponse  $R_\sigma(u)$  à une échelle  $\sigma$  donnée est basée sur les dérivées directionnelles de l'intensité de l'image convoluée avec une gaussienne (ce critère, qui repose sur des dérivés, est peu sensible au biais des images). La direction du vaisseau présumée est obtenue par recherche du vecteur propre de la hessienne de l'image convoluée, associé à la plus petite valeur propre [KGSD95]. La réponse multiéchelle qui marque les lignes centrales est déterminée par recherche en tout point  $u$  du maximum dans l'espace des échelles :  $R_{\sigma_{max}}(u) = \max_\sigma [R_\sigma(u)]$ . De plus, en chaque point  $u$  nous connaissons son échelle  $\sigma$  de détection et l'orientation  $dl$  de la ligne centrale présumée (vecteur unitaire tangent). La plage des échelles utilisées est choisie en tenant compte du bruit pour l'échelle la plus petite et des tailles des structures parasites pour l'échelle la plus grande.

## 2.2 Outil semi-interactif de saisie des lignes centrales

L'outil semi-interactif développé est proche des *Intelligent Scissors* [MB95] et permet de saisir les lignes centrales des artères. Il est basé sur le résultat de l'algorithme multiéchelle exposé précédemment.

L'idée est de guider le geste lors de la saisie tout en laissant une liberté de manœuvre autorisant la saisie d'artères en partie sténosées : l'opérateur clique un point germe A sur une artère à saisir (voir figure 1) puis déroule, à la souris, un fil en suivant grossièrement une artère. La ligne centrale de l'artère est capturée. Ce comportement est obtenu par recherche locale (fenêtre glissante) du meilleur chemin au sens d'appartenance à une ligne centrale entre le point germe et la position courante de la souris. Lorsque la souris est déplacée, une nouvelle portion de chemin est gelée et la fenêtre centrée sur le point germe, actualisée. La résolution se fait par un algorithme de programmation dynamique [Dij59].

Cette semi-localité de l'outil permet d'éviter les retouches qui seraient nécessaires si le meilleur chemin était déterminé automatiquement et globalement entre deux points (artères très sinueuses, artefacts de la réponse entre deux artères proches).

Le critère du meilleur chemin comprend deux termes : un terme d'appartenance aux lignes centrales basé sur la réponse multiéchelle  $R_{\sigma_{max}}(u)$  et un terme de régularisation. Le coût local de passage du point  $u$  à son voisin  $v$  (en 8-connexité) est de la forme :

$$c(u, v) = \|u - v\| \cdot [\alpha_c \cdot f_c(u, v) + (1 - \alpha_c) \cdot f_{dir}(u, v)] \quad (1)$$

Le premier terme :

$$f_c(u, v) = 1 - \left[ \frac{R_{\sigma_{max}}(u) + R_{\sigma_{max}}(v)}{2 \cdot \max_{w \in I} R_{\sigma_{max}}(w)} \right]^\alpha \quad (2)$$

pénalise les points hors ligne centrale. Le terme de régularisation  $f_{dir}(u, v)$  pénalise les directions qui ne sont pas conformes à celles des artères présumées (vecteur unitaire tangent  $dl$  calculé lors du prétraitement multiéchelle).

La valeur de l'angle entre deux voisins étant fortement discrétisée (multiple de  $\frac{\pi}{4}$ ), nous construisons un critère qui pénalise également tous les angles (direction présumée  $dl$ , direction considérée  $v - u$ ) compris entre  $-\frac{\pi}{8}$  et  $\frac{\pi}{8}$  :

$$f_{dir}(u, v) = \max \left[ 1 - \frac{|dl(\frac{u+v}{2}) \cdot (v - u)|}{\|v - u\|}, 1 - \cos \left( \frac{\pi}{8} \right) \right] \quad (3)$$

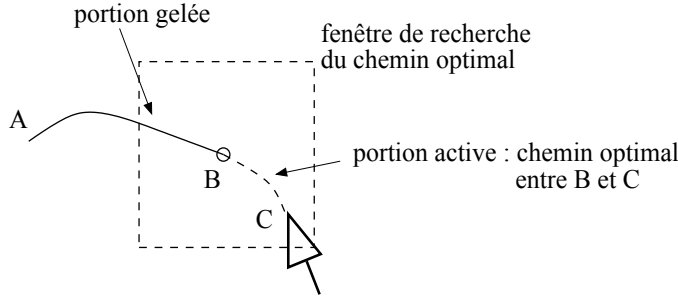


FIG. 1 – Détail de l’outil de segmentation

L’algorithme de programmation dynamique mis en œuvre permet de trouver le chemin optimal entre le point germe  $B$  et un point quelconque  $C$ . Ce chemin est optimal dans le sens où il vérifie :

$$C_{B,C} = \arg \min \sum_i c(u_i, u_{i+1}) \quad (4)$$

en procédant ainsi :

$$C(u) = \min_{[v \in V_8]} (C(v) + c(u, v)) \quad (5)$$

Au cours de cette segmentation initiale, l’utilisateur décrit également la structure hiérarchique de l’arbre coronaire en attribuant une étiquette à chaque artère.

### 3 Suivi 2D des structures dans une séquence

L’arbre coronaire saisi dans une image de chaque séquence doit être suivi sur un cycle cardiaque complet. Son mouvement apparent est dû aux battements cardiaques, au bougé du patient et à sa respiration.

Dans [NS94] les auteurs mettent en correspondance, par une mesure de similarité basée sur la courbure, des portions de courbes extraites dans chaque image. Un modèle déformable utilisé dans [GH95] semble tirer meilleur parti de la continuité d’une séquence.

#### 3.1 Modélisation et suivi de l’arbre

Les différentes branches de l’arbre coronaire ont des mouvements apparents très différents. Leur suivi doit donc être individualisé tout en conservant la cohérence de l’arbre. Chaque ligne centrale est modélisé par une  $B$ -spline permettant d’obtenir une représentation à la fois compacte et régulière. L’énergie externe de ces  $B$ -snakes est basée sur la réponse multiéchelle exposée précédemment :

$$E_e = -\frac{1}{|C|} \int_C R_{\sigma_{max}}(x(t), y(t)) dt \quad (6)$$

Le processus de suivi doit être suffisamment robuste pour éviter la capture des structures anatomiques parasites (côtes, vertèbres), d’autres artères ou d’un cathéter même si un prétraitement judicieux (choix des échelles de la réponse multiéchelle) permet de les atténuer. Se pose aussi le problème du croisement apparent des artères dans les projections. Ces problèmes sont résolus en optimisant les  $B$ -snakes en deux étapes :

- une étape de transformation globale de la  $B$ -spline,

- une étape d’optimisation locale des points de contrôle de la *B-spline* (*B-snakes* à mouvements contraints [Bas94]).

La classe de transformation globale recherchée dans la première étape doit coller au mieux à la transformation observée de la ligne centrale de l’artère tout en ayant un nombre de degrés de liberté suffisamment restreint pour contraindre le mouvement et rendre le suivi plus robuste. Les images traitées sont des projections 2D de mouvements 3D, et une transformation affine (6 degrés de liberté) semble être une bonne approximation de ces mouvements, et est de plus compatible avec la représentation par *B-spline*.

L’étape de transformation globale contraint fortement le mouvement. Nous n’ajoutons en pratique qu’un faible terme de régularisation dans l’étape d’optimisation locale des points de contrôle. En effet, on ne peut assurer la régularité des projections des lignes centrales 3D des artères qui, permettant l’écoulement sanguin, sont elles régulières. Une prédiction du premier ordre est effectuée sur le mouvement (transformation globale).

## 3.2 Résultats

L’optimisation est réalisée de manière descendante dans l’arbre coronaire. La structure globale de l’arbre est conservée en reconnectant les artères à leur artère mère à chaque étape. Cette reconnexion est effectuée par calcul du meilleur chemin sur la réponse multiéchelle. Malgré les contraintes imposées sur le suivi, celui-ci demande parfois une intervention manuelle pour le prolonger sur un cycle cardiaque complet.

Le suivi est réalisé sur chacune des séquences. Une information sur la section projetée des artères est donnée par l’échelle de détection des lignes centrales. Une reconstruction 3D peut alors être effectuée en utilisant les images correspondant au même instant cardiaque, repérées grâce à l’électrocardiogramme.

# 4 Stéréoscopie sur des images synchronisées

## 4.1 De la stéréoscopie non simultanée

La géométrie de l’acquisition est approximée au premier ordre par un modèle sténopé de caméra corrigé par un modèle de distorsion radiale (une étude plus précise d’un appareil de coronarographie peut-être trouvée dans [BM99] où les causes de distorsion sont analysées). La reconstruction comporte deux étapes :

- une reconstruction 3D des lignes centrales,
- un habillage de ce squelette par détermination des sections 3D.

Les différentes incidences du même instant cardiaque n’ont pas été acquises simultanément. On dispose donc de projections 2D d’une courbe 3D ayant subi des transformations globales : bougé du patient et respiration entre les acquisitions et des déformations locales dues à l’arythmie cardiaque. Nous résolvons ce problème de stéréoscopie non simultanée en appariant au mieux les points des lignes centrales dans les projections grâce à la géométrie épipolaire [Fau93] disponible puis en optimisant les modèles d’acquisition pour obtenir une scène 3D cohérente.

## 4.2 Appariement des points des lignes centrales

La reconstruction nécessite un appariement des points des courbes mises en correspondance dans les différentes projections grâce à la saisie initiale de l’arbre et au suivi

2D. Les points de bifurcation des artères coronaires ont été suivis dans les séquences et sont donc directement appariables.

Les points  $u_1^i$  de  $\mathcal{C}_1$  et les points  $u_2^j$  de  $\mathcal{C}_2$  (définis en coordonnées homogènes) doivent être appariés en respectant au mieux les contraintes épipolaires (imposées par la matrice fondamentale  $F$ ) et l'appariement des bifurcations et jonctions  $[u_{1x}^i, u_{2x}^j]$  (voir figure 2). La résolution du problème est faite par programmation dynamique, en imposant la croissance des suites  $i$  et  $j$  des indices des points appariés, pour minimiser un critère d'appariement qui comprend :

- un coût sur la distance signée  $d$  aux droites épipolaires :

$$c_1(u_1^i, u_2^j) = \alpha_1 d^2(u_2^j, Fu_1^i) \quad (7)$$

- un coût de continuité de cette distance signée :

$$c_2([u_1^i, u_2^j], [u_1^k, u_2^l]) = \alpha_2 (d(u_2^l, Fu_1^k) - d(u_2^j, Fu_1^i))^2 \quad (8)$$

- enfin un coût sur l'appariement des jonctions de chaque artère (en notant  $[u_{1x}^i, u_{2x}^j]$  un couple de tels points préalablement appariés) :

$$c_3(u_{1x}^i, u_{2x}^j) = \alpha_3 d^2(u_{2x}^i, u_{2x}^j) \quad (9)$$

Les coûts symétriques obtenus en inversant le rôle des courbes  $\mathcal{C}_1$  et  $\mathcal{C}_2$  sont ajoutés pour ne pas privilégier une image. On limite de plus, pour chaque point, la zone de recherche de ses homologues à une bande autour de la droite épipolaire associée (voir figure 2).

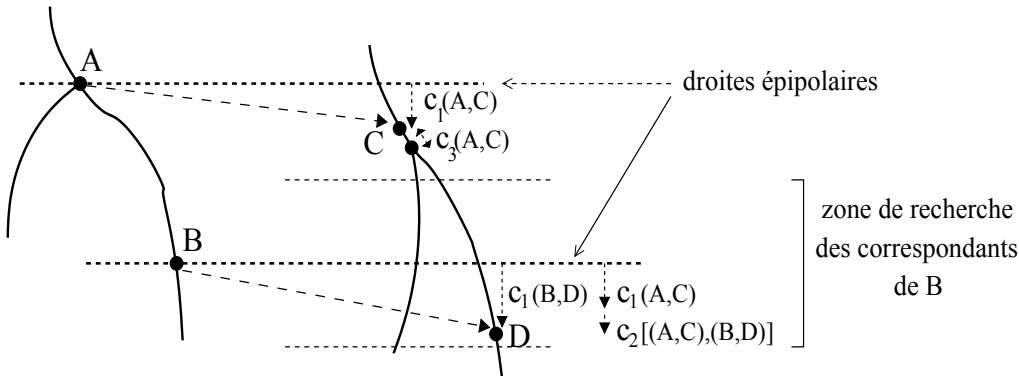


FIG. 2 – Illustration des trois types de coûts appliqués sur les appariements. Le point A est ici un point caractéristique (bifurcation).

### 4.3 Reconstruction 3D

Les points 2D ont été appariés selon les critères définis précédemment mais ils ne respectent pas les contraintes épipolaires. Une optimisation, par ajustement de faisceaux sur l'ensemble de l'arbre coronaire, de la position des modèles de caméras permet d'obtenir un ensemble (structure 3D, caméras) cohérent. Les projections des points 3D reconstruits correspondent alors au mieux aux points 2D appariés. L'optimisation n'est utile que dans le plan image car les distances focales des modèles sténopé sont grandes.

Les sections 3D des artères sont ensuite estimées en utilisant les échelles de détection des points 3D reprojétés dans les différentes images et les modèles de caméra (voir sur la figure 4 le résultat d'une reconstruction 3D).

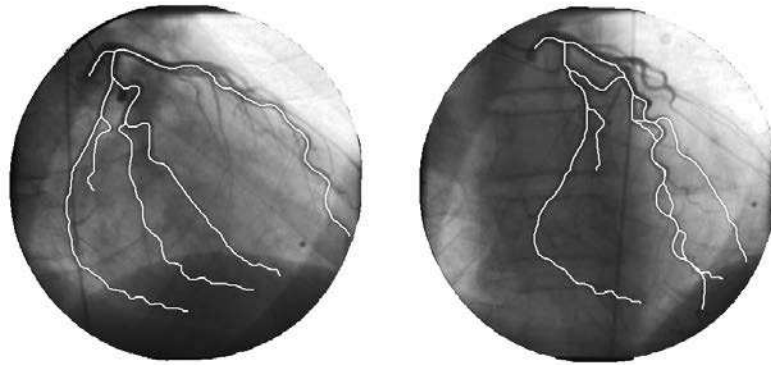


FIG. 3 – Arbre coronaire extrait de deux projections correspondant au même instant cardiaque.

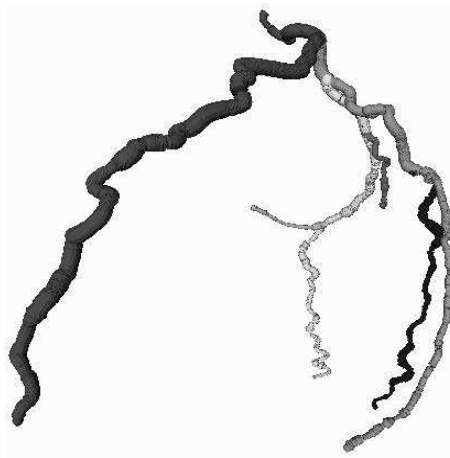


FIG. 4 – Arbre coronaire reconstruit avec les sections d'artères.

## 5 Conclusion

La méthode de reconstruction décrite permet d'obtenir un modèle 4D de l'arbre coronaire à partir de séquences angiographiques standard. L'arbre coronaire saisi dans une image par le médecin grâce à un outil semi-interactif est suivi au cours des séquences. Une reconstruction 3D de l'arbre, par une méthode de stéréoscopie qui prend en compte le non respect des contraintes épipolaires, est ensuite effectuée en utilisant deux images synchronisées par rapport à l'électrocardiogramme.

Nous espérons dans la suite de ce travail améliorer le suivi de l'arbre coronaire et lever les ambiguïtés dues au croisement d'artères dans les projections en déformant le modèle 3D initial. Cette déformation pourra être faite par reprojection du modèle 3D dans toutes les séquences disponibles.

Enfin le retour à une mesure dans l'image des sections projetées basée sur un modèle de vaisseau permettra d'améliorer la précision sur la taille et la forme des sections 3D reconstruites, rendant l'utilisation du modèle obtenu, envisageable pour le diagnostic après validation clinique.

## Remerciements

Nous remercions Régis Vaillant de GE Medical Systems (Global X-Ray Advanced Applications), et Didier Blanchard, cardiologue à l'Hôpital Européen Georges Pompidou pour les données et l'aide qu'ils nous ont apportées.



## Références

- [ACMB00] L. ADHAMI, E. COSTE-MANIÈRE ET JD. BOISSONNAT, Planning and simulation of robotically assisted minimal invasive surgery, in *Proc. MICCAI, Lect. Notes in Comp. Sc. 1954* volume 1935, Springer, octobre 2000.
- [Bas94] B. BASCLE, *Contributions et applications des modèles déformables en vision par ordinateur*, thèse, Université de Nice Sophia-Antipolis, juillet 1994.
- [BM99] A. BASSET-MERLE, *Reconstruction 3D filaire de l'arbre coronaire en angiographie par rayons X*, thèse, INSA Lyon - Creatis, 1999.
- [Dij59] E. W. DIJKSTRA, A note on two problems in connexion with graphs, *Numer. Math.* **1** (octobre 1959), 269–271.
- [Fau93] O. FAUGERAS, *Three-Dimensional Computer Vision*, MIT Press, 1993.
- [GH95] S. GROSSKOPF ET A. HILDEBRAND, 3D reconstruction of coronary arteries from x-ray projections, in *Proceedings Computer Assisted Radiology*, 1995.
- [HEM<sup>+</sup>99] K. HARIS, S. EFSTRATIADIS, N. MAGLAVERAS, C. PAPPAS ET J. GOURASSAS, Model-based morphological segmentation and labeling of coronary angiograms, in *IEEE Transactions on Medical Imaging*, volume 10, pages 1003–1015, octobre 1999.
- [KGSD95] TH.M. KOLLER, G. GERIG, G. SZÉKELY ET D. DETTWILER, Multiscale detection of curvilinear structures in 2-D and 3-D image data, in *International Conference on Computer Vision (ICCV'95)*, IEEE (édité par), pages 864–869, 1995.
- [KMA97] K. KRISSIAN, G. MALANDAIN ET N. AYACHE, Directional anisotropic diffusion applied to segmentation of vessels in 3D images, in *Int'l Conf. Scale-Space*, pages 345–348, 1997.
- [KMA<sup>+</sup>00] K. KRISSIAN, G. MALANDAIN, N. AYACHE, R. VAILLANT ET Y. TROUSSET, Model-based detection of tubular structures in 3D images, *Computer Vision and Image Understanding* **80** (2000), 130–171.
- [LCd<sup>+</sup>99] DIDIER LOULMET, ALAIN CARPENTIER, NICOLAS D'ATELLIS, ALAIN BERREBI, CYRIL CARDON, OLIVIER PONZIO, BERTRAND AUPÈCLE ET JOHN Y. M. RELAND, Endoscopic coronary artery bypass grafting with the aid of robotic assisted instruments, *The journal of thoracic and cardiovascular surgery*, 1999.
- [LFG<sup>+</sup>99] L. LORIGO, O. FAUGERAS, W.E.L. GRIMSON, R. KERIVEN, R. KIKINIS ET C-F. WESTIN, Co-dimension 2 geodesic active contours for MRA segmentation, in *Proc. Int'l Conf. Information Processing in Medical Imaging*, pages 126–139, juin 1999.
- [MB95] E. MORTENSEN ET W. BARETT, Intelligent scissors for image composition, in *Computer Graphics Proceedings*, pages 191–198, 1995.
- [NS94] T. NGUYEN ET J. SKLANSKY, Reconstructing the 3D medical axes of coronary arteries in single-view cineangiograms, in *IEEE Transactions on Medical Imaging*, volume 13, pages 61–73, mars 1994.
- [PPTG96] E. PAYOT, F. PRETEUX, Y. TROUSSET ET R. GUILLEMAUD, 3D x-ray vascular reconstruction using an adaptive markovian model, in *Proceedings Computer Assisted Radiology*, juin 1996.
- [RBC94] S. RUAN, A. BRUNO ET J.L. COATRIEUX, 3-dimensional motion and reconstruction of coronary arteries from biplane cineangiography, *IVC* **12**,10 (décembre 1994), 683–689.
- [SAH98] Y. SATO, T. ARAKI ET M. HANAYAMA, A viewpoint determination system for stenosis diagnosis and quantification in coronary angiographic image acquisition, *IEEE Trans. Medical Imaging* **17**,1 (1998).
- [SNS<sup>+</sup>98] Y. SATO, S. NAKAJIMA, N. SHIRAGA, H. ATSUMI, S. TOSHIDA, T. KOLLER, G. GERIG ET R. KIKINIS, 3D multi-scale line filter for segmentation and visualisation of curvilinear structures in medical images, *Medical Image Analysis*, juin 1998, 140–168.