

# Suivi bilatéral des structures vasculaires dans les images d'angiographie et reconstruction 3-D des branches principales du réseau vasculaire coronarien à partir de deux projections angiographiques

## Bilateral Tracking of Vascular Structures in Angiographic Images and 3-D Reconstruction of Coronary Vascular Network Main Branches from two Angiographic Projections

par Laurent LECORNU, Christian ROUX et Jean-José JACQ

Département Image et Traitement de l'Information  
Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications de Bretagne  
Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale – EA 2218  
B.P. 832, 29285 BREST Cedex

### *résumé et mots clés*

L'angiographie est l'un des examens les plus importants dans l'étude des pathologies des artères coronaires, et soulève de nombreux problèmes de traitement et d'interprétation. Nous présentons ici une étude dont l'objectif est à la fois d'extraire les structures vasculaires principales dans les projections angiographiques et d'utiliser ces résultats pour procéder à une reconstruction tridimensionnelle des artères coronaires. La question de la segmentation est résolue par une technique originale de suivi simultané des deux bords des structures vasculaires qui permet de s'affranchir dans une large mesure des problèmes liés aux embranchements et aux superpositions. Cette méthode présente aussi l'avantage d'effectuer une structuration de l'information spatiale et de décrire de manière précise les vaisseaux à partir de leurs contours en fournissant une estimation du diamètre apparent des structures. La reconstruction tridimensionnelle est ensuite effectuée en considérant que chaque vaisseau est constitué d'une succession de sections droites elliptiques. Les résultats présentés sur des données synthétiques et réelles montrent l'intérêt de cette approche et donnent quelques mesures des performances atteintes.

Suivi de structures, détection de structures linéaires, reconstruction 3-D, imagerie médicale, angiographie, réseaux vasculaires.

### *abstract and key words*

Angiography is one of the most important examinations in the study of the coronary artery pathologies and raises various processing and interpretation issues. A study is presented here which aims at extracting the main vascular structures in the angiographic projections and at using this result to perform a 3-D reconstruction of coronary arteries. The segmentation issue is solved by an original method of joint tracking of both borders of the vascular structures which prevents the extraction from most

of the branching and superimposition problems. Other relevant features are the structuration of the spatial information and the efficient description of the vessels from their edges which delivers an estimation of the projected diameter of the structures. 3-D reconstruction is then performed using an elliptical model of the cross section of the arteries. Presented results make use of synthetic and actual images. They show the relevancy of this approach and give some performance measures which can be reached.

Structure tracking, linear structure detection, 3-D reconstruction, medical imaging, angiography, vascular networks.

## 1. introduction

Les maladies cardio-vasculaires sont dans les pays occidentaux la cause la plus fréquente de mortalité. Au premier rang de ces décès figure l'insuffisance cardiaque qui traduit l'incapacité du cœur à assurer la circulation du sang qui apporte l'oxygène à l'organisme. L'imagerie médicale contribue au diagnostic de ces pathologies, et l'angiographie soustractive constitue une indication de choix pour évaluer l'insuffisance cardiaque par l'analyse du réseau vasculaire irriguant le myocarde. L'analyse de la géométrie des artères coronaires est un élément central du diagnostic des pathologies cardiaques, de la décision thérapeutique qui pourra s'orienter sur un traitement pharmacologique ou sur un geste chirurgical (angioplastie ou pontage coronarien) et de l'observation de la récupération de la fonction cardiaque après traitement.

Même si nombre de techniques d'imagerie cardiaque sont en phase de développement très actif, l'angiographie reste actuellement la seule modalité d'imagerie capable de fournir les détails sur l'anatomie des structures coronaires avec la résolution spatiale et la résolution temporelle que nécessite cette analyse exigeante. L'angiographie soustractive permet d'avoir un meilleur contraste des structures vasculaires dans l'image en soustrayant de l'image angiographique, acquise après injection du produit de contraste, l'image obtenue selon la même incidence avant l'injection. Des centaines de milliers d'examen de ce type sont pratiqués chaque année dans le monde, dont la majeure partie est interprétée visuellement. Suivant la littérature, les travaux de recherches actuels portent essentiellement sur deux directions. La première concerne l'étude de méthodes de traitement automatique ou semi-automatique des images angiographiques [Son 93] permettant d'extraire les structures vasculaires et de quantifier l'extension des lésions par analyse des sténoses (rétrécissement des artères coronaires). La seconde s'attache à fournir une vision tridimensionnelle de l'arbre coronaire ou, tout au moins, de ses branches principales, par reconstruction 3-D, et permet une analyse plus complète de l'arbre vasculaire - notamment au plan dynamique en utilisant les séquences de paires angiographiques fournies par les systèmes d'angiographie numérique biplan [Coat 94].

Dans cet article, on s'intéresse à la reconstruction tridimensionnelle des branches principales du réseau coronarien à partir de deux projections angiographiques (angiographie biplan). Compte tenu du type des données disponibles, l'approche suivra la démarche suivante en 4 étapes [Rua 93], inspirée de la vision par ordinateur :

- 1) segmentation des deux images angiographiques (détection des différentes branches, des bifurcations, des croisements, des superpositions, ... (si possible)).
- 2) extraction d'entités 2-D sur les projections. Ces entités peuvent être définies comme étant des segments et des branches.
- 3) reconstruction 3-D :
  - 3a) mise en correspondance des entités 2-D extraites des projections;
  - 3b) modélisation 3-D et visualisation.

**La première étape** est la détection des différentes branches dans les images angiographiques.

**La deuxième étape** a pour but d'extraire des images des entités 2-D. Cette étape permet une description des vaisseaux (ou fragments de vaisseaux) détectés par leur ligne centrale et leurs contours. De plus, des informations comme la présence d'une bifurcation ou d'une superposition peuvent y être incorporées. La segmentation par suivi simultané des 2 bords proposée dans la suite fournit intrinsèquement une entité 2-D. On peut également citer le suivi vectoriel [Col 88] qui donne une telle information ou [Fig 95] qui permet la segmentation d'un segment de vaisseau.

**La troisième étape** (3a) permet de mettre en correspondance les différentes entités 2-D dans les différentes projections sur l'espace 2-D. Cette opération est fondamentale pour une modélisation et une bonne représentation de l'objet. En effet, à partir de deux vues, il n'est pas possible de représenter exactement en 3-D le vaisseau vasculaire. Dans le but de procéder à la régularisation du problème, il est nécessaire d'introduire un modèle de la structure dont la reprojexion est identique à la structure 2-D segmentée. On peut distinguer trois approches principales qui reposent sur une modélisation de l'objet, l'information du mouvement et des données étendues [Rua 93].

**La quatrième étape** (3b) permet de reconstruire les vaisseaux dans l'espace. Cette restitution repose sur une modélisation du vaisseau.

Nous allons nous attacher dans la suite à développer une méthode d'extraction des structures 2-D qui procède par suivi de ces structures. C'est en effet une manière efficace de structurer de manière suffisamment robuste l'information spatiale et de fournir en tout point une estimation locale de la taille projetée des structures. Dans un deuxième temps, nous appliquerons ce résultat à la reconstruction 3-D proprement dite. Dans la littérature, ces deux problèmes ont déjà reçu quelques réponses que nous allons brièvement rappeler.

### 1.1. suivi d'un contour

E. Mortensen [Mor 92] a développé une méthode permettant le suivi d'un contour à partir d'un point de départ jusqu'à un point d'arrivée. Cette méthode repose sur un algorithme de programmation dynamique bidimensionnelle. On peut également la considérer comme étant la recherche d'un chemin à coût minimum dans un graphe entre un point de départ et un point d'arrivée. Le contour ainsi déterminé est composé d'une succession de pixels voisins. La carte de coût est déterminée à partir des vecteurs gradients.

La méthode retenue dans le cadre de la présente étude est dérivée de l'algorithme de Martelli [Mar 76] lequel permet la recherche d'un chemin à coût minimum dans un graphe valué. La principale différence avec l'algorithme précédemment présenté est l'utilisation non seulement du vecteur gradient dans le calcul du coût mais aussi d'autres coûts comme, par exemple, un coût lié à la courbure du chemin. De plus, l'élément de contour n'est plus le pixel mais la frontière orientée située entre deux pixels. On définit un contour situé dans l'espace inter pixel.

### 1.2. suivi simultané de deux contours

Sun [Sun 89] présente un algorithme de suivi pour l'identification des contours des vaisseaux. Le processus de suivi exploite la continuité de l'axe médian, de l'orientation, du diamètre et de la densité du vaisseau. L'algorithme utilisé a une structure d'estimation-prédiction similaire à celle d'un filtre de Kalman. Celle-ci est guidée par un filtre adapté. Un critère, basé sur la dynamique du profil de ligne, permet l'arrêt de l'algorithme en détectant la fin du vaisseau. De plus, à partir de cette méthode, un algorithme de détection automatique du réseau vasculaire a été mis au point [Liu 93].

Sonka [Son 93], [Son 95] décrit un algorithme semi-automatique qui estime avec précision le diamètre des vaisseaux, par exemple dans le cas de la caractérisation de sténoses. Une connaissance *a priori* de l'axe médian est un préalable nécessaire à l'emploi de cet algorithme. Celui-ci permet de définir une zone de recherche où se

trouve le contour du vaisseau. La première étape de cet algorithme effectue une transformation en coordonnées curvilignes de façon à faire apparaître l'axe du vaisseau comme rectiligne. Un suivi simultané des deux bords est ensuite appliqué au vaisseau. Cette étape est effectuée à l'aide d'un algorithme à coût uniforme. Du fait du changement de coordonnées, seuls neuf successeurs à chaque nœud subsistent; en effet, à chaque étape l'algorithme avance d'un pixel vers l'avant de la structure.

Nous retiendrons pour la suite une approche de propagation de front à coût uniforme. La méthode de segmentation développée ici est une extension de l'algorithme de Martelli au suivi simultané des deux bords; ce qui la rapproche de la méthode de Sonka [Sonka 93] que nous venons de rappeler brièvement. La première raison de ce choix est déterminée par le bon résultat obtenu dans l'utilisation de l'algorithme de Martelli lors du suivi mono-bord. La deuxième raison découle de la faculté de procéder à la recherche d'un chemin à coût minimum en minimisant l'interaction avec l'opérateur (1 nœud de départ et 1 zone d'arrivée), tout en écartant l'extraction préalable de l'axe médian des structures linéaires. Les modifications de l'algorithme de Martelli portent sur la définition du nœud, des coûts et des heuristiques. Elles seront présentées au paragraphe 2.

### 1.3. reconstruction 3-D

Cette troisième étape du schéma de référence présenté plus haut se décompose en deux : la phase de mise en correspondance sera résolue de manière interactive par un expert du domaine qui, via une interface classique, procédera dans chaque projection à la désignation des entités 2-D représentatives d'une même structure vasculaire. L'information ayant été structurée en primitives par la méthode de suivi parallèle des deux bords des artères coronaires, le pointage pourra se faire en cliquant sur n'importe quel pixel de la structure. On peut alors effectuer un appariement inter-branche de manière contrôlée. L'appariement entre chaque élément composant la branche de chaque projection est effectué à l'aide des matrices de calibration et des lignes épipolaires. La deuxième phase, conduisant à la reconstruction 3-D proprement dite, fait l'objet d'une étude plus approfondie. A la différence des approches classiques du problème [Coat 94], on présente une méthode utilisant pleinement l'information extraite de la phase de suivi (paire de bords et diamètre des structures) et reposant sur un modèle elliptique de section des structures vasculaires.

La généralisation de l'algorithme de Martelli est présentée au paragraphe suivant. Le paragraphe 3 est consacré aux résultats de suivi sur des images synthétiques et réelles. Une fois les structures vasculaires extraites et caractérisées par une estimation du diamètre projeté dans la direction de la vue, on propose au paragraphe 4 une méthode de reconstruction tridimensionnelle des vaisseaux - modélisés par des tubes à section elliptique - à

partir de deux vues; laquelle est ensuite testée sur la segmentation obtenue précédemment. Le dernier paragraphe présente des conclusions sur ce travail et esquisse quelques perspectives.

## 2. segmentation et description

La première phase de la méthode est la segmentation du réseau vasculaire par suivi simultané des deux bords des structures, laquelle conduit à une description de tout ou partie d'un vaisseau présent dans le plan de projection en terme de pseudo-diamètres.

### 2.1. principe

La méthode que nous définissons utilise un algorithme à coût uniforme (algorithme A\*) qui réalise une recherche efficace de la frontière (au sens large) des structures de l'image, la frontière étant le chemin de coût optimal dans une représentation de l'image sous forme d'un graphe valué. La méthode de Martelli [Mar 76] procède de cette manière pour l'extraction d'une frontière, et permet de suivre le bord d'une structure à partir d'un point de départ dans l'image. Nous généralisons cette méthode de telle manière qu'elle puisse extraire en même temps les deux frontières d'une structure linéaire par suivi simultané de ses deux bords. Les modifications par rapport à l'algorithme initial concernent la définition de la notion de nœud, la fonction de coût et les heuristiques appliquées.

Un graphe, dont les nœuds sont des couples de bords élémentaires (ou d'interpixels), est associé à l'image  $\{X(u), u \in I \subset \mathbb{N}^2\}$  ( $X(u)$  est le niveau de gris du pixel  $u$ ). Un nœud  $x_n$  du graphe (voir figure 1) est un couple de bords  $x_n = (x_n^1, x_n^2)$ , chaque bord étant défini comme la frontière orientée entre deux pixels adjacents  $x_n^i = (s_n^i, t_n^i), i = 1, 2$ . On appelle pseudo-diamètre le segment reliant le centre des deux éléments de contour. Le milieu  $c_n$  de ce segment est appelé pseudo-centre du nœud  $x_n$ . Le successeur d'un nœud  $x_n$  est défini par la donnée d'un nouveau couple de bords élémentaires. La continuation du bord  $x_n^i$  est lui-même ( $y_{0,n}^i = x_n^i$ ) ou l'un des  $y_{1,n}^i, y_{2,n}^i, y_{3,n}^i$  (voir figure 1). Le successeur de  $x_n$  est un des couples  $(y_{j_1,n}^1, y_{j_2,n}^2)$  avec  $(j_1, j_2) \neq (0, 0)$  car un nœud ne peut pas être son propre successeur. Le nombre total de successeurs d'un nœud est ainsi égal à 15.

Un chemin  $\gamma_n$  joignant  $(a)$  à  $(b)$  est une suite de nœuds  $\{x_i, i = 0, 1, \dots, n\}$ , où  $(a)$  est  $x_0$  et  $(b)$  est  $x_n$ , et où chaque  $x_{i+1}$  est un successeur du nœud  $x_i$ . A partir d'un chemin  $\gamma_n$ , 15 chemins  $\gamma_{n+1}$  peuvent être dérivés. Les chemins  $\gamma_{n+1}$  sont obtenus d'un nœud successeur à un chemin de longueur  $n$ . Il existe évidemment un très grand nombre de chemin de longueur  $n$ .

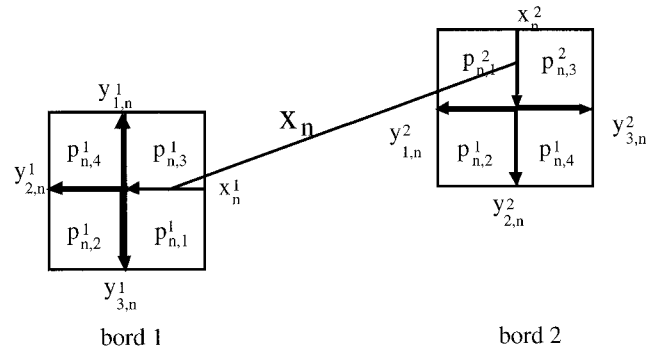


Figure 1. – Représentation d'un nœud  $x_n$ .

On définit de manière récursive un coût  $C_T(\gamma_n)$  associé à un chemin  $\gamma_n$ , et on fait usage de l'algorithme A\* pour rechercher, parmi tous les chemins possibles joignant  $(a)$  à  $(b)$ , le chemin de coût minimal. Si la fonction de coût est bien choisie (voir paragraphe suivant), ce chemin optimal représente la frontière de la structure linéaire.

### 2.2. algorithme A\*

Nous allons uniquement rappeler cet algorithme, et nous donnerons les définitions de la fonction de coût ultérieurement. On utilise la notion de nœud définie précédemment. Un nœud ouvert est un nœud qui n'a pas encore de successeurs. Il est l'extrémité d'un chemin. Un nœud fermé est un nœud qui a un (ou plusieurs) successeur(s).

**1° étape :** Ouverture des listes A, B et C (la liste A correspond à la liste des nœuds ouverts, la liste B à celle des nœuds fermés et la liste C à un tampon de travail temporaire contenant les successeurs du nœud sous examen). Initialisation d'un nœud de départ placé, après valuation dans la liste A.

**2° étape :** Si liste A est vide, échec et abandon.

**3° étape :** Transfert de la liste A vers la liste B du nœud  $x_i$  ayant le coût  $C_i$  le plus faible.

**4° étape :** Heuristique(s) autorisant ou non l'expansion du nœud  $x_i$ .

Si expansion  $\rightarrow$  aller à l'étape 5° Sinon  $\rightarrow$  aller à l'étape 2°

**5° étape :** Si le nœud transféré est un nœud final  $\rightarrow$  fin de la recherche Sinon poursuivre.

**6° étape :** Détermination des successeurs possibles du nœud précédemment transféré qui sont mis dans la liste tampon C (liste des successeurs possibles) et calcul des coûts qui leur sont associés.

**7° étape :** Mise à jour des liste A et liste B à partir de la liste C. Si le nœud n'appartient ni à la liste A ni à la liste B, on le met dans la liste A.

S'il appartient à la liste A et a un coût plus faible, il prend la place de l'ancien nœud.

S'il appartient à la liste B et a un coût plus faible, alors il prend la place de l'ancien nœud et il est mis dans la liste A. (Les successeurs de l'ancien nœud sont laissés mais seront éliminés par la suite).

8° étape : Reprendre à partir de l'étape 2°.

### 2.3. fonction de coût

La fonction de coût  $C_T(\gamma_n)$  d'un chemin  $\gamma_n$  est définie par récurrence :

$$\begin{cases} C_T(\gamma_n) &= C_T(\gamma_{n-1}) + C(x_n) \\ C_T(\gamma_0) &= 0 \end{cases} \quad (1)$$

où :

$$C(x_n) = w_1 C_1(x_n) + w_2 C_2(x_n) + w_3 C_3(x_n). \quad (2)$$

$C(x_n)$  est le coût du nœud  $x_n$  lorsqu'il est agrégé au chemin  $\gamma_{n-1}$  pour former le chemin  $\gamma_n$ .  $C_1(x_n)$ ,  $C_2(x_n)$  et  $C_3(x_n)$  sont respectivement le coût de contraste, le coût d'orthogonalité et le coût de courbure du chemin;  $w_1$ ,  $w_2$  et  $w_3$  sont des coefficients de pondération. La valeur de chacun de ces 3 coefficients a d'abord été choisie afin d'équilibrer l'importance des 3 coûts puis ajustée expérimentalement par essais successifs afin de produire un jeu de paramètres minimisant le taux d'échec lors du suivi des principales structures. Un exemple de valeur de pondération sera donné par la suite.

#### • Coût de contraste

Le coût de contraste est le plus important. Il est fondé sur le contraste de la structure par rapport à son environnement. Son rôle est de forcer le suivi des frontières le long des zones de forte variation de l'image. Ce coût est évalué de part et d'autre de la structure, en fonction du contraste aux points  $p_{n,j}^i$  ( $i = 1, 2$  et  $j = 1, 2, 3, 4$ ) (figure 1). Par convention, les pixels  $p_{n,j}^i$ ,  $j = 1, 2$  sont à l'intérieur du vaisseau, et les  $p_{n,j}^i$ ,  $j = 3, 4$  sont à l'extérieur; on suppose (cas de l'angiographie soustractive) que les niveaux de gris à l'intérieur du vaisseau sont plus élevés qu'à l'extérieur; enfin, le bord 1 désigne le bord droit (par rapport au sens de parcours), le bord 2 est le bord gauche. Le contraste aux points  $p_{n,j}^i$  ( $i = 1, 2$  et  $j = 1, 2, 3, 4$ ) est défini par :  $X(p_{n,1}^i) + X(p_{n,2}^i) - X(p_{n,3}^i) - X(p_{n,4}^i)$ . Dans le calcul, du coût de contraste, il est également défini le maximum de contraste déterminé par la formule suivante :  $M^i = \max_n (X(p_{n,1}^i) + X(p_{n,2}^i) - X(p_{n,3}^i) - X(p_{n,4}^i))$ . Le maximum est déterminé en considérant l'ensemble des éléments de contours de l'image ou de la sous-image considérée.

Le coût de contraste prend en considération le coût de contraste de chacun des deux bords et est défini par :

$$C_1(x_n) = C_1(x_n^1) + C_1(x_n^2) \quad (3)$$

$C_1(x_n^i)$  ( $i = 1, 2$ ) est le coût de contraste du bord  $i$ .

Ce coût est défini par :

$$C_1(x_n^i) = M^i - (X(p_{n,1}^i) + X(p_{n,2}^i) - X(p_{n,3}^i) - X(p_{n,4}^i)). \quad (4)$$

où  $M^i$  est le maximum de contraste sur le bord  $i$  ( $i = 1, 2$ ).

On peut remarquer que  $X(p_1^i) + X(p_2^i) - X(p_3^i) - X(p_4^i)$  correspond à un opérateur gradient  $2 \times 2$ . Celui-ci est calculé au préalable sur l'image ou la sous image avant le démarrage de l'algorithme de segmentation. L'opérateur gradient  $2 \times 2$  utilisé semble bien adapté car on considère un élément de contour qui se situe dans l'espace inter-pixel et dont la fin est le centre du masque  $2 \times 2$ .

La figure 2 illustre la position des points  $p_j^i$  ( $i = 1, 2$  et  $j = 1, 2, 3, 4$ ). Compte tenu de sa définition, le coût de contraste est minimal lorsque le contraste est maximal.

#### • Coût d'orthogonalité

Ce coût est destiné à quantifier la cohérence des deux bords élémentaires constituant un nœud, notamment lors de la traversée de branchements ou de structures superposées, et à favoriser les nœuds pour lesquels le pseudo-diamètre est perpendiculaire aux deux bords. Le coût sera nul lorsque les vecteurs gradient, qui sont perpendiculaires aux bords, sont colinéaires au vecteur pseudo-diamètre. A l'inverse, le coût augmentera lorsque l'on s'écarte de cette configuration (voir figure 3).

Le coût d'orthogonalité suivant correspond à cette propriété :

$$C_2(x_n) = \frac{\sum_{i=1,2} \|\vec{g}_n^i\| (1 - \cos \alpha_n^i)}{\|\vec{g}_n^1\| + \|\vec{g}_n^2\|} \cdot \|\vec{d}(x_n)\|. \quad (5)$$

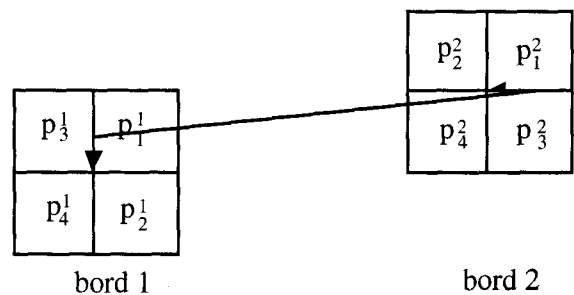


Figure 2. - Configuration d'un nœud illustrant le coût de contraste.

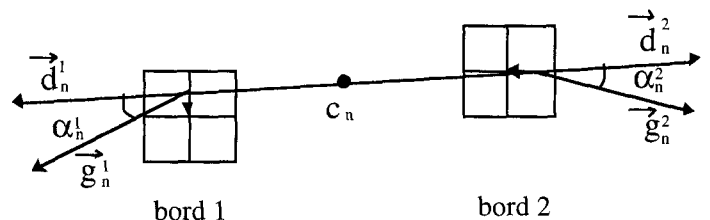


Figure 3. - Coût d'orthogonalité.

Le vecteur gradient  $\vec{g}_n^i$  est calculé sur chaque bord à l'aide de deux masques gradient  $2 \times 2$ . Ces deux masques permettent de déterminer les deux composantes du vecteur gradient. Deux vecteurs diamètres  $\vec{d}(x_n^i)$  sont utilisés pour la détermination des angles  $\alpha_n^i$ ; leur norme est identique ( $||\vec{d}(x_n^i)||$ ) et leurs directions opposées. Lors du suivi d'une configuration contenant un branchement, l'un des bords sera à l'intérieur d'une structure, et le gradient correspondant sera faible; on privilégiera donc le bord ayant le gradient le plus fort. Chaque fonction  $(1 - \cos \alpha_n^i)$  est pondérée par des coefficients représentant la norme du vecteur gradient.

• Coût de courbure

Ce coût global est déterminé à partir de la courbure du vaisseau sur une distance curviligne  $l$  constante prise à partir de la terminaison actuelle du chemin  $\gamma_n$ . Il permet de contrôler la forme locale de la structure détectée. Pour le calculer, on prend en considération la forme de la partie de la structure déjà détectée, en fait de l'axe médian qui passe par le milieu des nœuds. Il n'existe pas de relation entre la longueur du chemin et le nombre de nœuds. La distance parcourue entre deux milieux de nœuds successifs n'étant pas constante, le nombre de nœuds  $k_2$  nécessaire pour parcourir la distance  $l$  varie. On déterminera un nœud  $x_{n-k_1}$  de manière à ce que la distance curviligne calculée en passant par les centres de nœuds successifs soit la même entre  $x_n, x_{n-k_1}$  et  $x_{n-k_1}, x_{n-k_2}$ . A partir de  $c_n$  (voir figure 4), deux centres de nœud sont ainsi choisis ( $c_{n-k_2}$  et  $c_{n-k_1}$ ) sur le chemin  $\gamma_n$ . Le coût de courbure est alors défini par :

$$C_3(x_n) = 1 - \cos \beta_n, \tag{6}$$

où  $\beta$  est l'angle entre les vecteurs  $\vec{c_{n-k_2}c_{n-k_1}}$  et  $\vec{c_{n-k_1}c_n}$ .

**2.4. heuristiques**

Le nombre de chemins de longueur  $n$  possibles est  $1.5^n$ , ce qui rend toute exploration exhaustive impossible. Pour réduire ce nombre

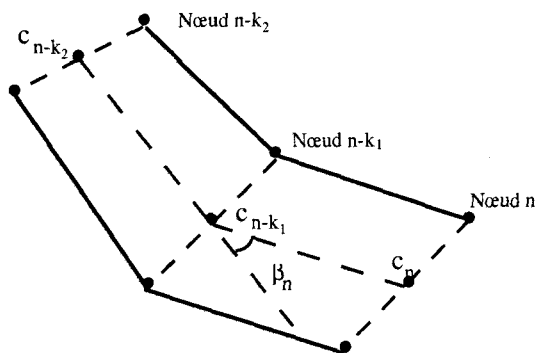


Figure 4. – Illustration du coût de courbure.

lors du suivi on introduit des heuristiques à deux niveaux de la méthode.

Tout d'abord, pour l'algorithme A\*, on n'étend que les 2 derniers niveaux (ceci intervient à l'étape 3 de la description de l'algorithme – voir plus haut). Si le nœud dont le coût est le plus faible n'appartient pas aux 2 derniers niveaux, il n'a pas de successeur (le nœud est simplement éliminé). Cette heuristique permet de réduire le nombre de nœuds à étendre, en éliminant les chemins ayant un coût élevé par rapport au nombre de niveaux parcourus dans l'arbre et par rapport aux coûts des autres chemins. Cette heuristique entraîne l'abandon de propagation à coût uniforme et a pour effet de favoriser la propagation dite « en profondeur ». En pratique, ceci se traduit par le suivi simultané d'une seule structure.

La deuxième heuristique regroupe plusieurs contraintes qui précisent en fait un modèle de progression. Le choix des nœuds successeurs est contraint afin de restreindre le nombre de nœuds dans la liste des nœuds ouverts. On réduit ainsi le nombre de nœuds à comparer. De plus ces contraintes permettent la traversée d'une bifurcation.

• Contrainte sur la progression des pseudo-centres des nœuds

Nous appliquons une contrainte sur le sens de la progression des pseudo-centres des nœuds. Soient  $c_n$  le pseudo-centre du nœud  $x_n$ ,  $c_{n-1}$  le pseudo-centre du nœud précédent et  $c_{n+1}$  le pseudo-centre du nœud candidat à la succession. Ce nœud sera accepté comme nœud successeur possible si  $c_{n+1}$  ne fait pas de retour en arrière :

$$\vec{c_{n-1}c_n} \cdot \vec{c_n c_{n+1}} \geq 0 \tag{7}$$

• Contrainte sur la progression des bords

Si le bord 1 du nœud  $x_{n-1}$  est commun à  $x_n$  (aucune extension), il ne peut pas appartenir à  $x_{n+1}$ . Il en va de même pour le bord 2.

• Contrainte sur la valeur et la variation du diamètre

Deux contraintes sur la valeur et la variation du diamètre ont été définies.

Une contrainte est imposée sur la longueur du pseudo-diamètre le long du chemin. Nous commençons par imposer un diamètre maximal à tout successeur valide de  $x_n$ , soit la valeur du diamètre maximal  $D_M$ .

$$||\vec{d}(x_{n+1})|| \leq ||\vec{d}(x_n)|| + C = D_M, \tag{8}$$

avec  $C$  fixée empiriquement à 5.

On supposera que l'on ne rencontrera pas dans la suite du vaisseau un diamètre plus grand.

Par ailleurs, les fluctuations du diamètre sont également contrôlées. Un compteur est incrémenté (resp. décrémenté) lorsque le diamètre augmente (resp. diminue). Nous interdisons à ce compteur de dépasser un seuil maximum. En conséquence, tous les nœuds successeurs entraînant une augmentation supplémentaire sont rejetés.

Cette contrainte permet le passage au travers d'une bifurcation. D'une part, elle interdit un brusque écartement des deux bords (cet écartement serait naturellement induit par la seule minimisation du coût de contraste); d'autre part, elle limite la fluctuation du diamètre durant la traversée de la bifurcation.

## 3. résultats de segmentation

### 3.1. images synthétiques

L'algorithme précédent a été testé sur des images synthétiques correspondant à diverses situations rencontrées dans la pratique des images angiographiques. Trois types d'images ont été générées : la première famille comprend un branchement, la seconde représente une structure de branche simple avec divers niveaux de bruit, et la troisième diverses configurations de sténoses. Les images sont créées à l'aide d'une grille régulière. L'échantillonnage du modèle est effectué dans une grille régulière; de même, la validation du suivi porte sur cette même grille régulière. Cependant, une étape plus précise aurait nécessité de travailler (tant lors de l'échantillonnage que lors de la simulation), au sein du graphe de recherche mis en œuvre par l'algorithme (où les nœuds sont constitués par les arrêtes séparant deux pixels adjacents).

#### 3.1.1. simulations

##### • Image avec embranchement

La première image synthétique utilisée présente un embranchement. Le niveau de gris de la structure est ici constant, égal à 164, et le niveau du fond constant égal à 48. A cette information a été superposé un bruit gaussien d'écart type égal à 10. La figure 5 présente un résultat de détection. La bifurcation a bien été traversée et l'algorithme suit ensuite les deux bords d'une des deux branches. Le choix au niveau de la bifurcation est fait par l'algorithme. Le premier bord traversant la bifurcation détermine le choix de la branche suivie. Les coefficients de pondération permettent d'influencer le choix entre les deux branches issues de la bifurcation. Par exemple, en augmentant le coefficient de pondération du coût de courbure, l'algorithme de suivi simultanément choisit l'autre branche.

##### • Image à structure linéaire

Pour valider la capacité de suivi de la méthode, on simule une structure vasculaire verticale, dont le profil d'intensité horizontal est celle de l'intensité d'un vaisseau définie par Miles [Mil 93].

Le profil de l'intensité d'un vaisseau a la forme suivante :

$$I_v(x) = \begin{cases} I_{bo} + I_{vo}\sqrt{r^2 - x^2} & |x| \leq r \\ I_{bo} & |x| > r \end{cases} \quad (9)$$

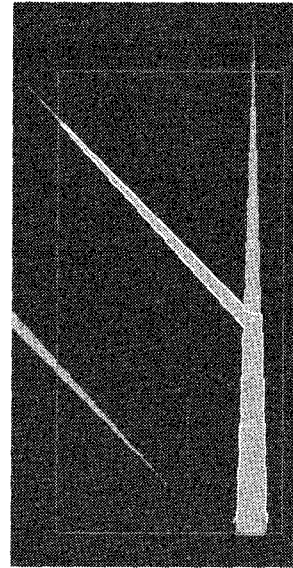


Figure 5. – Image synthétique avec embranchement et résultat de suivi.

$I_{bo}$  : intensité du fond de l'image

$I_{vo}$  : augmentation du pic d'intensité lié au facteur d'atténuation du produit de contraste dans le vaisseau

$r$  : rayon du vaisseau correspondant à la demi largeur de la structure

$x$  : distance au centre du vaisseau

Dans l'image de synthèse créée,  $I_{bo}$  est égal à 60,  $I_{vo}$  à 10 et  $r$  varie linéairement de 12 à 2.

Afin de créer une structure linéaire avec un aspect lisse, le niveau de gris de chaque pixel est calculé de la manière suivante :

– on divise chaque pixel en une imagerie de taille  $10 \times 10$  sous pixels;

– on détermine le niveau de gris en chacun de ces sous pixels en appliquant le modèle précédent au centre de chaque sous pixel;

– on calcule la valeur moyenne des niveaux de gris de cette imagerie. Le niveau de gris appliqué à ce pixel correspond à cette moyenne.

Un bruit gaussien d'écart type  $\sigma$  variable a été ajouté avant la prise en compte de l'image (figures 7 et 8,  $\sigma$  valant 5, 15 et 20). Pour chaque image synthétique, le même nœud de départ et la même zone d'arrêt sont utilisés. On présente en figure 6 (à gauche) les frontières idéales, correspondant au contraste maximum, et à droite, le résultat de la détection par notre algorithme de suivi de bord simultanément en absence de bruit.

La détection des contours de la structure linéaire est perturbée en proportion de la variance du bruit, mais demeure, dans ces simulations, de bonne qualité. Le nombre de nœuds nécessaire au développement du chemin optimal croît avec  $\sigma$ , de même que le temps de traitement, indiqué dans le tableau ci-dessous (DEC Alpha 3000-600).

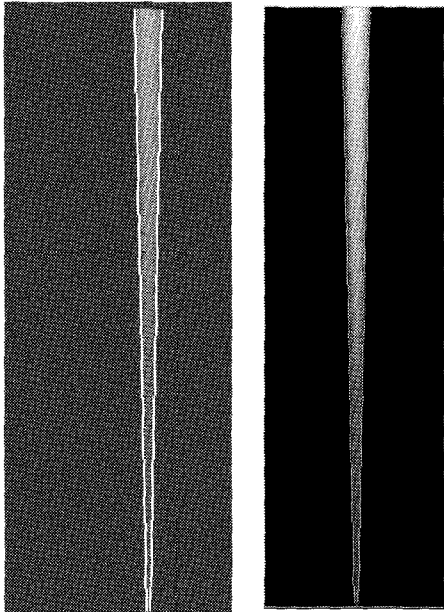


Figure 6. – Frontières idéales (gauche), et frontières détectées en absence de bruit (droite).

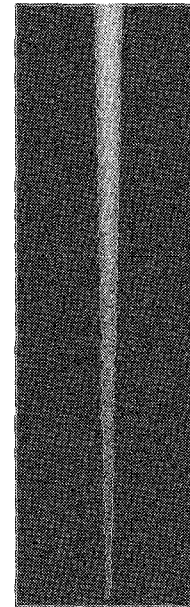


Figure 8. – Images synthétiques bruitées  $\sigma = 20$ .

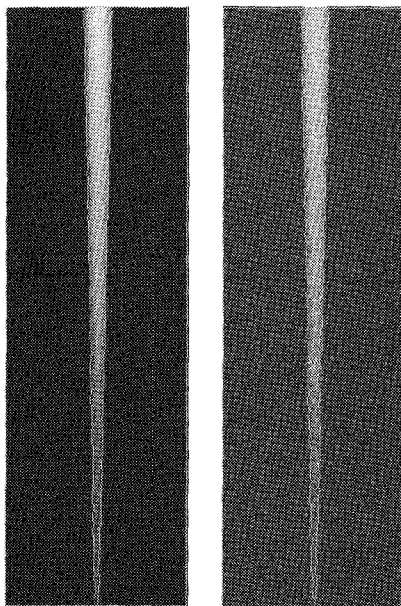


Figure 7. – Image synthétique bruitée  $\sigma = 5$  et  $15$ .

$\sigma$	nombre de nœuds	temps de détection
0	511	7 s
5	518	20 s
10	568	1 min
15	597	1 min 30 s
20	635	2 min

(10)

• Simulation de sténose

La figure 9 représente une image synthétique de cinq sténoses. On peut décomposer chaque sténose en 5 parties. La longueur totale

de la structure est de 170 pixels. La première partie de la structure se compose d'un tube dont le profil de ligne suit le modèle défini plus haut. Le diamètre de ce tube est de 24 pixels. La décroissance du diamètre se localise dans la deuxième partie de la structure. Cette décroissance est située entre les points  $a$  et  $c$ , et le rayon  $r$  de la sténose y décroît de  $lo$  suivant les relations :

$$\begin{aligned}
 r &= 12 & x &\leq a \\
 r &= 12 - lo * (2 * \frac{(x-a)^2}{(c-a)^2}) & a &\leq x \leq (a+c)/2 \\
 r &= 12 - lo * (1 - 2 * \frac{(x-c)^2}{(c-a)^2}) & (a+c)/2 &\leq x \leq c \\
 r &= 12 - lo & c &\leq x
 \end{aligned}
 \tag{11}$$

La troisième partie correspond au rétrécissement de la structure, c'est-à-dire à la sténose proprement dite. Dans la figure 9, le rayon de la sténose est respectivement, de gauche à droite, égal à 10, 8, 6, 4 et 2. La croissance du diamètre représente la quatrième partie de la structure. Le principe est équivalent à celui de la partie 2. La cinquième partie est un tube de diamètre égal à 24 pixels. Cette image est construite au niveau sous-pixel, puis bruitée à l'aide d'un bruit blanc gaussien d'écart type égal successivement à 5 et 10. Les résultats de suivi sont donnés par les figures 10 et 11, la figure 9 correspondant au cas non bruité.

La figure 12 représente les courbes du diamètre estimé suivant l'emplacement du centre du nœud qui le définit en fonction du niveau de bruit. On regroupe les courbes suivant l'importance de la sténose de synthèse (« Sténose 12-10-12 » signifie que les deux rayons aux deux extrémités de la sténose synthétique sont égaux à 12 pixels et que le rayon minimum de la sténose est égal à 10 pixels).



3.1.2. commentaires

Nous avons testé l'algorithme de suivi simultané des deux bords sur trois types d'images de synthèse (une bifurcation, un vaisseau de synthèse dont le diamètre décroît, une série de sténoses

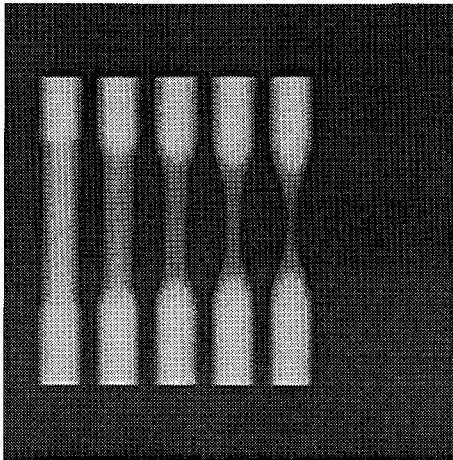


Figure 9. – Sténoses synthétiques.

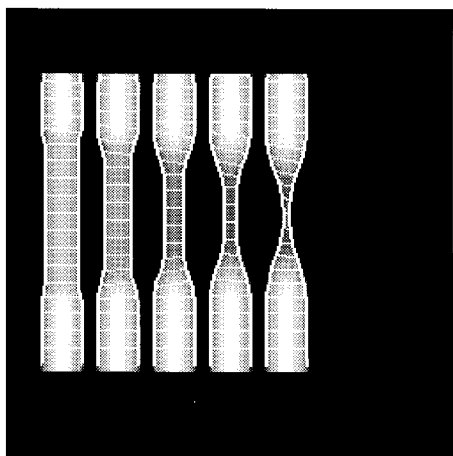


Figure 10. – Suivi des sténoses synthétiques en absence de bruit.

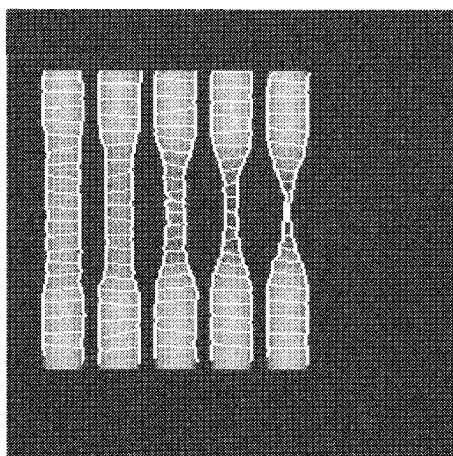


Figure 11. – Suivi des sténoses synthétiques avec bruit ( $\sigma = 10$ ).

de synthèse). Ces images ont permis de vérifier le bon fonctionnement de l'algorithme lors de la présence d'une bifurcation ou d'une sténose, d'étudier l'emplacement du contour détecté par rapport à sa position théorique et de regarder l'évolution du diamètre le long d'un vaisseau de synthèse. La position théorique du contour est différente de la position du contour se trouvant dans l'espace inter pixel et défini les maxima locaux d'un opérateur gradient  $2 \times 2$ .

Le premier test a porté sur le comportement de l'algorithme, d'une part, au cours du suivi d'une structure de synthèse et, d'autre part, de son comportement en présence d'une bifurcation. Les deux bords de la structure sont bien suivis. Un des deux contours traverse bien la bifurcation ce qui permet ensuite de suivre les deux bords du même vaisseau de synthèse. Il n'y a pas de choix préalable entre les deux vaisseaux issus de la bifurcation. En modifiant légèrement les coefficients de pondération, on suit l'un ou l'autre des deux vaisseaux de synthèse. C'est la contrainte sur la distance séparant les bords du nœud qui permet de traverser la bifurcation.

Les deuxième et troisième séries de tests ont porté sur l'étude du suivi de structures synthétiques créées à partir d'un modèle théorique de vaisseau auquel est ajouté un bruit blanc gaussien de moyenne nulle avec différentes valeurs d'écart types. Le premier modèle représente un vaisseau dont la taille diminue linéairement.

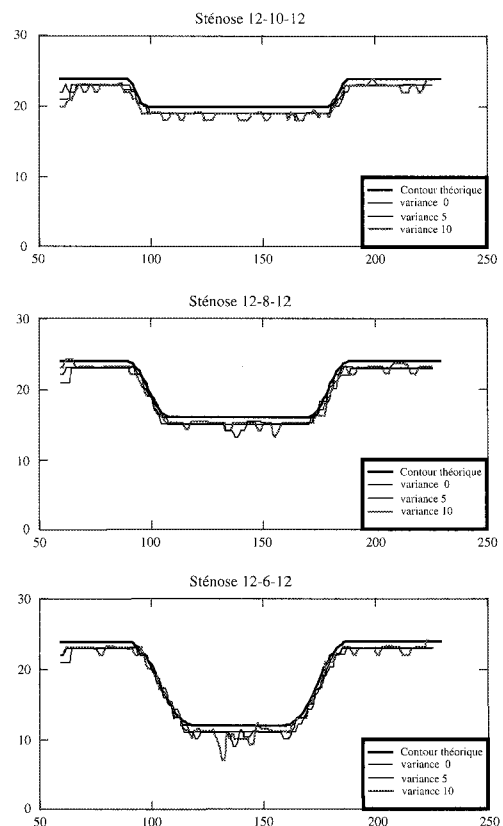


Figure 12. – Estimation du diamètre selon la sténose et le bruit.

Le deuxième modèle représente une série de sténoses synthétiques dont on fait varier l'importance. On commence par regarder la position des bords détectés par rapport à la position théorique de ceux-ci, puis on étudie l'évolution de la dimension du pseudo-diamètre toujours par rapport à l'évolution de celle du diamètre théorique.

La figure 6 (image de gauche) indique la position du contour défini par gradient maximum. Lors de l'observation de la position des bords détectés dans l'image non bruitée, on remarque que ceux-ci se trouvent dans l'espace inter pixel à l'intérieur du vaisseau à une distance variant de 0 à 1,5 pixel par rapport à la position théorique des 2 bords de la structure. Il est intéressant de remarquer que ce contour correspond à ligne de maxima d'un opérateur gradient  $2 \times 2$  et situé dans l'espace inter pixel. En effet, d'une part, le contour se situe dans l'espace inter pixel et ne peut pas se situer à l'emplacement du contour théorique. D'autre part, on utilise pour détecter le bord un opérateur gradient  $2 \times 2$  appliqué à l'image de synthèse et non pas un calcul théorique de la dérivée du modèle théorique. Une conséquence est une décroissance par palier du pseudo-diamètre détecté.

En augmentant le niveau de bruit sur l'image de synthèse, on remarque que les bords détectés varient légèrement autour de la position détectée en absence de bruit. Cette variation est d'autant plus importante que le niveau de bruit est élevé. Si le bruit est trop fort l'algorithme ne détecte pas les bords de la structure (le vaisseau détecté n'existe pas ou la liste des nœuds ouverts est saturée). Le vaisseau de synthèse est symétrique par rapport à l'axe central. On remarque que les deux contours détectés ne sont pas symétriques; ils se rapprochent de l'axe central l'un après l'autre ce qui a pour effet un retard temporaire dans le suivi de l'un des 2 bords par rapport à l'autre. En effet, afin de suivre le contour sur la structure verticale dont le diamètre varie faiblement, un élément de contour presque perpendiculaire à la structure doit être choisi. Le coût de contraste (cf. relation (4)) de ce bord est d'environ  $M^i$  car le contraste de cette élément est quasi nulle due à sa position perpendiculaire par rapport au contour de la structure. Si la réduction s'opérait de manière synchrone sur les deux bords, le coût de contraste serait de  $2 \times M^i$ . À l'image de la bipédie, le fait de progresser d'un côté puis de l'autre diminue le surcoût du chemin.

Nous avons testé l'algorithme de suivi simultané des deux bords sur des sténoses synthétiques. En absence de bruit, l'algorithme suit bien les bords des sténoses. Les contours détectés ont le même décalage que dans le cas de structure précédente. En présence de bruit, les contours détectés varient autour de la position précédemment détectée. Pour les fortes sténoses synthétiques, l'ajout d'un bruit ayant un écart type plus important empêche le suivi de la sténose synthétique (quand la valeur de l'écart type est supérieure à 10). On a également étudié l'évolution du diamètre le long de l'axe de la sténose. Les figure 10 et 11 indiquent quelques nœuds pendant le suivi d'une sténose synthétique. Dans le cas d'une image non bruitée, on remarque que les nœuds ont un pseudo diamètre horizontale dans les zones où le diamètre ne varie pas

tandis que dans les zones de croissance et de décroissance, le pseudo diamètre est incliné. Le rayon étant unitaire, le contour théorique passe par le centre du pixel, le contour trouvé se situant dans l'espace interpixel, la dimension trouvée va être diminué de 0.5 pixel de chaque coté d'où un écart de 1 entre le diamètre théorique et le diamètre trouvé (dans le cas de l'absence de bruit et dans les zones sans variation). Dans les zones de croissance et de décroissance, la dimension du diamètre correspond presque à la dimension théorique et non pas à une dimension de taille inférieure comme espéré; ceci peut être expliqué par la progression déphasée des 2 bords et l'inclinaison du pseudo-diamètre. Le rayon étant unitaire, le contour théorique passe par le centre du pixel, le contour trouvé se situant dans l'espace interpixel, la dimension trouvée va être diminué de 0.5 pixel de chaque coté d'où un écart de 1 entre le diamètre théorique et le diamètre trouvé (dans cas d'absence de bruit et dans les zones sans variation). Dans les zones de croissance et de décroissance, le pseudo diamètre est équivalent au diamètre mais cela est du à une position inclinée du pseudo diamètre.

### 3.2. images réelles

Après avoir étudié l'algorithme de suivi simultané des deux bords sur des images de synthèse, nous l'avons appliqué à des images réelles. L'algorithme de suivi a été testé sur des images angiographiques soustraites et sur une image angiographique non soustraite de la manière suivante. Pour chaque image, une zone de départ a été pointée dans la structure vasculaire, ainsi qu'une zone d'arrêt sous forme d'un rectangle de recherche (le suivi s'arrête dès qu'un bord coupe ce rectangle). La zone départ est déterminée en cliquant sur deux points de chaque côté de la structure vasculaire; en adjoignant une direction de départ, les conditions initiales sont alors définies. La recherche est ensuite relancée de manière itérative, en pointant à nouveau une zone de départ et en définissant un rectangle de recherche, autant de fois que nécessaire afin d'obtenir les principales structures de l'arbre vasculaire. La figure 15 présente le résultat d'un suivi de deux structures vasculaires. Chacune d'entre elles a nécessité le choix interactif de deux points de départ et d'un rectangle de recherche. On voit apparaître le contour détecté ainsi que les pseudo-diamètres trouvés (en réalité sur la figure 13 nous ne faisons apparaître qu'un pseudo-diamètre sur cinq) par des segments blancs transversalement aux structures.

Les valeurs des coefficients de pondération sont variables. Nous indiquons un exemple de coefficient qui ont été choisis :

$$w_1 = 60, w_2 = 8 \text{ et } w_3 = 20.$$

Ces valeurs numériques permettent d'effectuer l'ensemble des extractions reportées dans cette étude.

Les images (figure 13 et 14) montrent les résultats obtenus. Dans le cadre de l'image angiographique soustraite (figure 13), 10 nœuds de départ (et zone d'arrêt) ont été nécessaires. Pour l'image angiographique non soustraite (figure 14), 7 nœuds de départ et

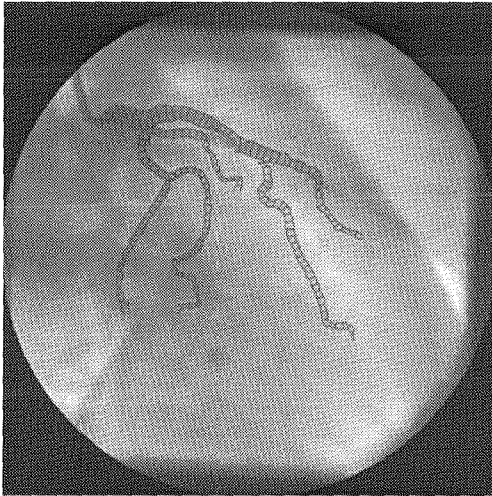


Figure 13. – Extraction par suivi des structures vasculaires d'une angiographie non soustraite.

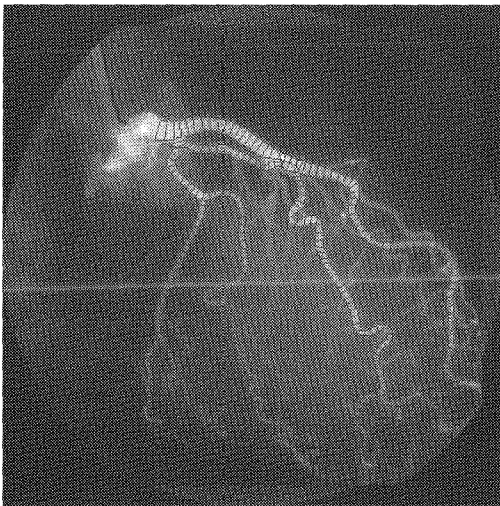


Figure 14. – Extraction par suivi des structures vasculaires d'une angiographie soustraite.

zones d'arrêt ont été utilisés. Nous avons représenté les contours détectés ainsi que la position des pseudo-diamètres (1 pseudo-diamètre sur 5 est représenté). Les coefficients de pondération sont les mêmes dans chacune des deux images.

Dans le cas de l'image de la figure 13, le temps CPU (DEC 3000-600) total pour la détection des 10 structures composées de 2891 nœuds est de 24 min 25 s. Le temps CPU moyen par nœud dépend de la structure. Il est compris entre 0,11 s/nœud et 16,31 s/nœud.

Dans le cas de l'image de la figure 14, le temps CPU total pour la détection des 7 structures composées de 1580 nœuds est de 15 min 24 s. Le temps CPU moyen par nœud est compris entre 0,3 s/nœud et 0,88 s/nœud.

Dans des conditions normales (en absence de bifurcations ou de superposition), un chemin de 100 nœuds est déterminé en 12 s.

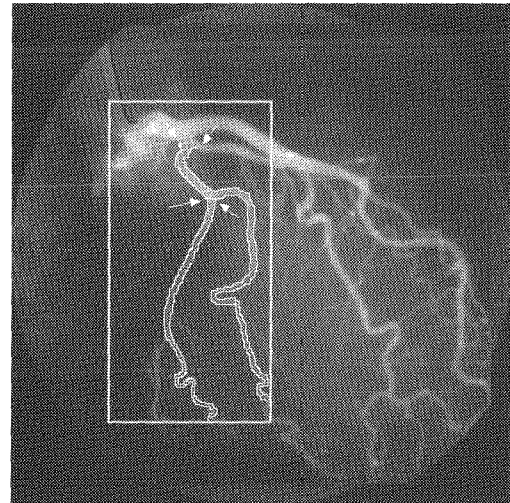


Figure 15. – Exemple de suivi avec indication des points de départ et de la zone d'arrivée. Les flèches indiquent les points de départ. Le cadre d'arrivée est commun aux deux branches.

La différence de vitesse s'explique par la présence de bifurcation ou de superposition.

Les figures 16 et 17 montrent que le suivi s'effectue correctement malgré la présence de plusieurs configurations délicates comme les bifurcations (une bifurcation contrastée est particulièrement visible sur la structure de gauche) et des superpositions (plusieurs superpositions ont été « résolues » dans ce simple exemple). La position des 2 points de départ est situé à l'extrémité la plus grosse de chacune des deux branches tandis que la zone d'arrêt qui englobe le nœud de départ à un de ces bords qui touche l'autre extrémité.

Les deux résultats des figure 16 et 17 ont été utilisés dans le paragraphe suivant afin de reconstruire en 3-D le réseau vasculaire. La position des contours détectés semble coïncider avec la position supposée des bords des vaisseaux. De même, la position du pseudo-diamètre varie faiblement autour d'une position de diamètre (perpendiculaire à l'axe du vaisseau détecté). Plusieurs bifurcations ont été traversées et l'algorithme suit toujours les deux bords d'un même vaisseau. Dans ces traitements on s'est limité à l'extraction des quatre vaisseaux principaux de l'arbre coronaire.

Le jeu de données à notre disposition était limité. Il s'agit d'une séquence en angiographie biplan soustraite et une autre séquence en angiographie biplan non-soustraite (soit au total une centaine d'images). Suite aux diverses expérimentations auxquelles nous avons procédé sur ce jeu de données, quelques commentaires généraux peuvent être faits. L'algorithme de suivi simultané des deux bords donne de bons résultats dans le suivi d'un vaisseau. Les deux bords du vaisseau suivi sont bien détectés et le nœud est en position de diamètre. Lors de la présence d'une bifurcation, celle-ci est traversée lorsque les deux vaisseaux issus de la bifurcation sont bien séparés. Lors de la présence d'une superposition, le comportement de l'algorithme dépend de la taille des vaisseaux et

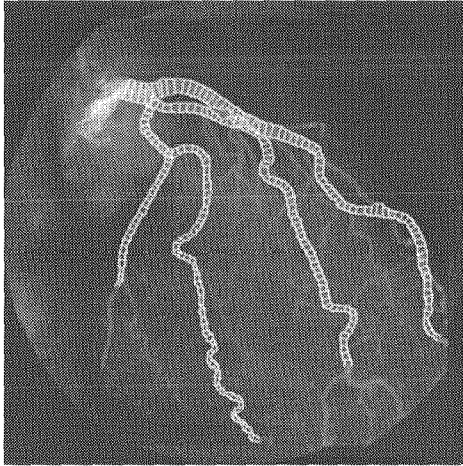


Figure 16. – Réseau vasculaire extrait sur une vue de droite.

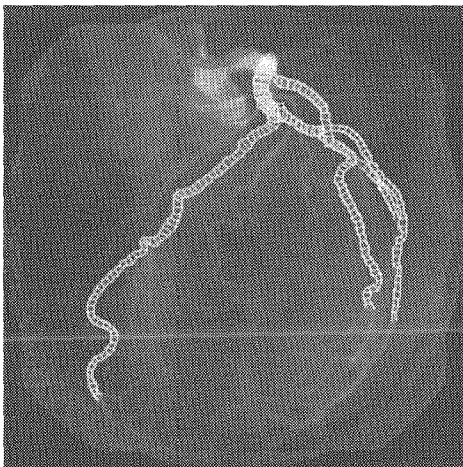


Figure 17. – Réseau vasculaire extrait sur une vue de gauche.

de la superposition. Le résultat obtenu peut être alors très décevant (figure 16). L'algorithme suit les deux bords d'un vaisseau et ne « regarde » pas ce qui se passe à l'intérieur de celui-ci. Il ne peut pas détecter une bifurcation suivie d'une superposition partielle des vaisseaux avant la séparation de ceux-ci. Il détectera seulement la bifurcation quand les vaisseaux s'éloignent l'un de l'autre. Le résultat de la figure 16 donne l'impression de la présence de 2 sténoses.

## 4. reconstruction 3-D

### 4.1. méthode générale

Dans un couple de projections angiographiques selon deux incidences, chaque vaisseau projeté est défini par ses deux bords. La séquence utilisée a été acquise en angiographie biplan et la matrice de calibrage utilisée au cours de cette acquisition nous a

été fournie. Le suivi simultané des deux bords permet d'établir un lien et d'estimer un diamètre le long du vaisseau. Cette information, issue de la phase initiale de segmentation et de description d'entités bi-dimensionnelles dans les projections, est utilisée dans la méthode de reconstruction 3-D proposée. Viennent ensuite les phases de mise en correspondance et de reconstruction 3-D proprement dites.

### 4.2. mise en correspondance

La question de la mise en correspondance est traitée ici en deux temps. Tout d'abord, de manière interactive, par un expert du domaine qui va simplement cliquer sur les deux projections afin d'indiquer les branches extraites correspondant à une même structure tridimensionnelle. On réalise ainsi l'appariement global des branches, appariement qui se transmet à l'ensemble des éléments décrivant localement les deux branches projetées. Dans un deuxième temps, au niveau local, chaque centre de pseudo-diamètre est apparié à un point homologue de l'autre vue en utilisant l'information précédente et la contrainte épipolaire. Si le point ne correspond pas à un pseudo-diamètre issu de la phase d'extraction, un pseudo-diamètre intermédiaire est calculé par interpolation. Le vaisseau est ainsi représenté par une liste de paires de pseudo-diamètres.

### 4.3. modélisation 3-D

On utilise la représentation des vaisseaux dans les deux images de projection sous la forme de l'ensemble ordonné de pseudo-diamètres précédent. L'information disponible étant incomplète pour une reconstruction unique à partir de seules données accessibles dans les projections, nous faisons une hypothèse de régularisation concernant la section droite 3-D des vaisseaux<sup>1</sup> : suivant l'approche généralement admise [Coat 94], nous assimilons ces sections à des ellipses. Il faut alors estimer les paramètres des sections elliptiques (le centre, le plan de l'ellipse, les valeurs du grand axe et du petit axe) en tout point de l'espace 3-D où seront localisées les structures vasculaires, et ce en fonction des pseudo-diamètres trouvés précédemment.

#### 4.3.1. calcul du centre de l'ellipse

L'information utilisée est la paire de pseudo-diamètres  $((u_1, v_1), (u_2, v_2))$  (figure 16). On détermine le point  $p_1$  (resp.  $p_2$ ) qui représente la projection du centre  $P$  de l'ellipse sur le plan de projection  $\pi_1$  (resp.  $\pi_2$ ). L'angle  $(u_1, F_1, p_1)$  est égal à  $(p_1, F_1, v_1)$ . A partir des deux points  $p_1$  et  $p_2$ , le centre  $P$  de l'ellipse est calculé en utilisant la matrice de calibrage du système.

1. La seule exigence imposée par les données est que la reprojection du vaisseau reconstruit redonne le vaisseau segmenté.

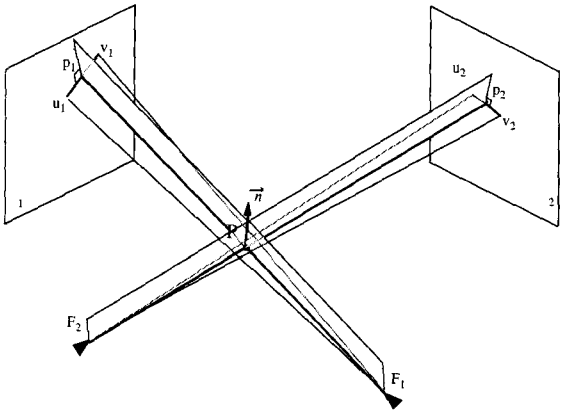


Figure 18. – Projection d'une section d'un vaisseau sur deux plans.

### 4.3.2. calcul du plan de la section droite

Il est déterminé par le point  $P$  et le vecteur normal  $\vec{n}$ . Ce vecteur est donné par l'intersection des deux plans contenant  $P$  perpendiculaires aux plans  $(u_1, F_1, v_1)$  et  $(u_2, F_2, v_2)$  (voir figure 18).

Les deux plans  $(u_1, F_1, v_1)$  et  $(u_2, F_2, v_2)$  peuvent ensuite être projetés sur le plan de l'ellipse comme le montre la figure 16. Le problème se ramène au calcul de l'ellipse. En l'absence de solution directe connue, nous procédons de la manière suivante.

On inscrit l'ellipse dans un quadrilatère  $(ABCD)$  (figure 19), les points  $A_1, B_1$  et  $A_2, B_2$  étant calculés par la méthode de Saito [Sai 90]. Le segment  $[C, D]$  étant tangent à l'ellipse, les segments  $[P, A_1]$  et  $[C, D]$  peuvent être, en première approximation considérés comme perpendiculaires; ce qui définit  $A_1$ . La même démarche est suivie pour le calcul des points  $B_1, A_2$  et  $B_2$  par la méthode décrite ci-dessus.

On procède ensuite par approximation aux moindres carrés des paramètres de l'ellipse. Nous supposons connus le centre de l'ellipse et les 4 points A, B, C et D. On considère la première

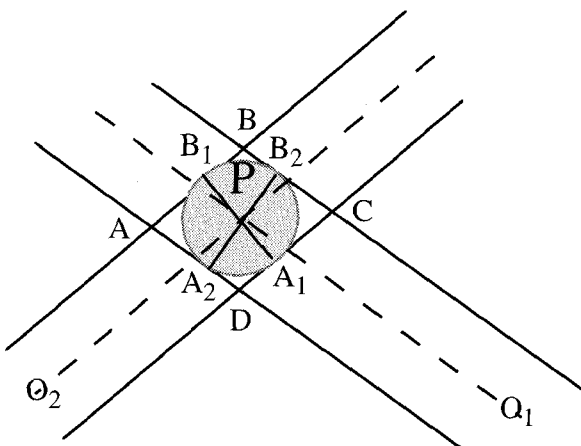


Figure 19. – Projection des deux plans épipolaires et ajustement de l'ellipse.

approximation des points  $A_1, B_1, A_2$  et  $B_2$ . Nous recherchons une ellipse passant par les points  $A_1, B_1, A_2$  et  $B_2$  et dont le vecteur tangent en ces points est respectivement  $\overrightarrow{CD}, \overrightarrow{AB}, \overrightarrow{DA}, \overrightarrow{BC}$ .

Les points  $A_1, B_1, A_2$  et  $B_2$  ont pour coordonnées  $(X_i, Y_i)$  avec  $i = 1, 4$  et la normale en chacun de ces points est colinéaire au vecteur  $(u_i, v_i)$ .

L'équation de l'ellipse centrée en  $P$  peut s'écrire sous la forme suivante :

$$a.X^2 + b.Y^2 + c.X.Y = 1 \quad (12)$$

Le vecteur gradient en chaque point de l'ellipse est donné par :

$$\begin{pmatrix} 2.a.X + c.Y \\ 2.b.Y + c.X \end{pmatrix} \quad (13)$$

Les vecteurs gradient et tangent sont orthogonaux, ce qui, appliqué aux quatre points considérés, donne :

$$(2.u_i.X_i).a + (2.Y_i.v_i).b + (Y_i.v_i + X_i.u_i).c = 0 \quad (14)$$

avec  $i = 1, \dots, 4$

(12) et (14) sont appliquées aux 4 points  $(X_i, Y_i)$  et leurs tangentes  $(u_i, v_i)$  :

$$\begin{aligned} a.X_i^2 + b.Y_i^2 + c.X_i.Y_i &= 1 \\ (2.u_i.X_i).a + (2.Y_i.v_i).b + (Y_i.v_i + X_i.u_i).c &= 0 \end{aligned} \quad (15)$$

où  $i$  varie de 1 à 4.

La solution en  $a, b$  et  $c$  de ce système est déterminée au sens des moindres carrés<sup>2</sup>.

Une solution plus générale, dans une démarche de moindre carrés généralisés, aurait été d'intégrer dans le système linéaire (15) les équations liées aux sections elliptiques précédentes et suivantes avec une certaine pondération inférieure à l'unité. La reconstruction en aurait été beaucoup plus régulière, mais aussi plus complexe à mettre en œuvre. Nous nous limitons ici à la version la plus simple.

### 4.3.3. algorithme final

Dans le cadre de la reconstruction d'un réseau vasculaire, la méthode proposée est appliquée successivement à tous les vaisseaux préalablement appariés. L'algorithme suivant présente l'enchaînement des opérations pour aboutir à la reconstruction 3-D par sections droites d'un vaisseau :

1) Représentation des deux projections du vaisseau (resp. le plan  $\pi_g$  et  $\pi_d$ ) par deux listes (resp.  $\ell_g$  et  $\ell_d$ ) composées par la suite ordonnée des diamètres détectés (resp.  $d_{g,i}$  et  $d_{d,j}$  (où  $i$  et  $j$  représentent les indices)) le long des vaisseaux.

2. En conséquence, la solution étant une solution approchée, on ne passe pas obligatoirement par les 4 points définis précédemment.

2) Pour chacune des deux listes et successivement pour chacun des diamètres la composant, on détermine la projection du centre du vaisseau (on peut alors déterminer deux axes centraux  $a_g$  et  $a_d$  composés respectivement des points  $m_{g,i}$  et  $m_{l,j}$ ).

3) On prend  $\ell_g$  comme liste de référence.

3-1) Successivement pour chacun des diamètres  $d_{g,i}$  de  $\ell_g$ , on recherche son correspondant dans la liste  $\ell_d$

3-2) A partir du point  $m_{g,i}$ , on détermine le point  $m'_d$  coupant la ligne épipolaire issue de  $m_{g,i}$  et de l'axe central  $a_d$ .

3-3) Si l'intersection se situe entre deux points  $m_{d,j}$  et  $m_{d,j+1}$ , on détermine un nouveau diamètre par approximation linéaire à partir de  $d_{d,j}$  et  $d_{d,j+1}$ .

3-4) Détermination de la normale à la section droite à partir des deux diamètres.

3-5) Reconstruction 3-D du centre  $P$  du vaisseau à partir de  $m_{g,i}$  et  $m'_d$ .

3-6) Modélisation de la section droite par une ellipse (détermination des différents paramètres de l'ellipse).

3-7) Création d'un disque elliptique de centre  $P$  d'une épaisseur de 2 voxels, dont le plan est orthogonal à la normale calculée précédemment.

4) Recommencer l'étape 3 en prenant  $\ell_d$  comme liste de référence.

L'étape 1 permet une structuration des données 2-D représentant la position d'un vaisseau dans les deux vues. L'étape 2 effectue un appariement entre les deux axes des vaisseaux projetés. Cet appariement est effectué de manière simple. Enfin, l'étape 3 permet la modélisation et la reconstruction 3-D de chaque section droite constituant le vaisseau 3-D. Les deux méthodes utilisées lors de la modélisation de la section droite sont définies au paragraphe précédent.

### 4.4. résultats

La reconstruction du réseau vasculaire est effectuée sur deux images appartenant chacune à une séquence angiographique cardiaque soustraite. Chaque image des deux séquences étant prise alternativement, il n'existe pas deux images du réseau prises au même instant. Afin de vérifier la méthode de reconstruction, nous avons pris deux images à un instant où le mouvement cardiaque était le plus faible.

Les figures 20 et 21 présentent la reconstruction tridimensionnelle d'un réseau vasculaire en utilisant une méthode de rendu volumique direct [Jacq 97], selon un angle de vue identique, de chacune des deux projections (les vaisseaux reconstruits sont préalablement mis sous la forme d'un volume composé de voxels).

Le résultat obtenu est très satisfaisant du point de vue algorithmique et visuel. Il est cohérent avec les données initiales. Dans certaines configurations du vaisseau, il ne nous est pas possible d'affirmer si le résultat obtenu est correct (au niveau des bifurcations suivies d'un recouvrement,...). Les bords des vaisseaux

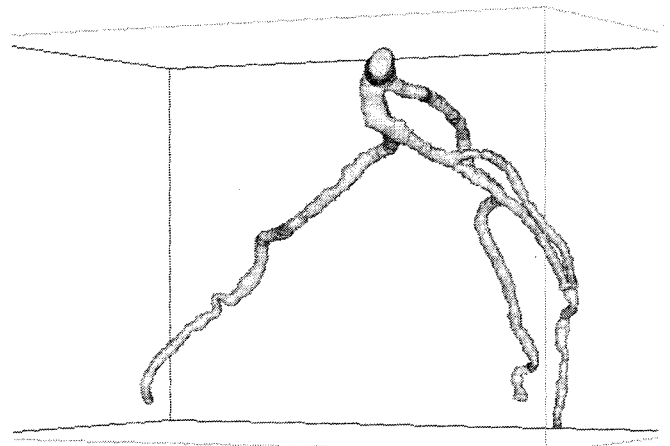


Figure 20. – Projection du volume reconstruit sur la vue de gauche.

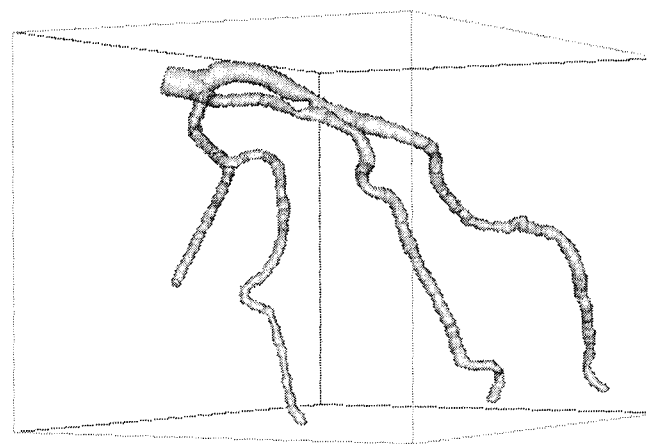


Figure 21. – Projection du volume reconstruit sur la vue de droite.

détectés étant accidentés et les axes des sections droites elliptiques ayant une grande variabilité, l'enveloppe du vaisseau semble très accidentée. Les principales erreurs sont dues à la phase de segmentation. La reconstruction est cohérente avec la segmentation. Il est possible de s'en convaincre en reprojétant l'arbre vasculaire reconstruit dans l'image initiale segmentée avec la matrice de calibration utilisée pour la reconstruction (figures 22 et 23). Enfin, les résultats obtenus montrent que les erreurs d'estimation du diamètre dans les projections ne donnent pas d'incohérence lors de la reconstruction 3-D. Sur la figure 23, on remarque, avant la première bifurcation du vaisseau vertical, une différence entre le diamètre détecté et le volume projeté. Le problème provient d'un mauvais suivi dans la vue de droite. En effet, ce segment de vaisseau est superposé à un autre plus gros dans la vue de droite. Il n'a pas été possible de distinguer ces deux segments superposés. C'est donc le même suivi qui a servi dans la reconstruction de ces deux segments. Dans le premier cas les pseudo-diamètres appariés permettent d'obtenir un résultats cohérent. Dans le deuxième cas, l'approximation au moindre carré a pour conséquence que le calcul des sections elliptiques ne respecte pas le suivi.



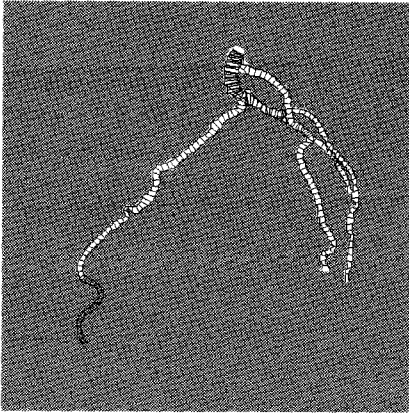


Figure 22. – Projection du volume reconstruit sur la vue de gauche.

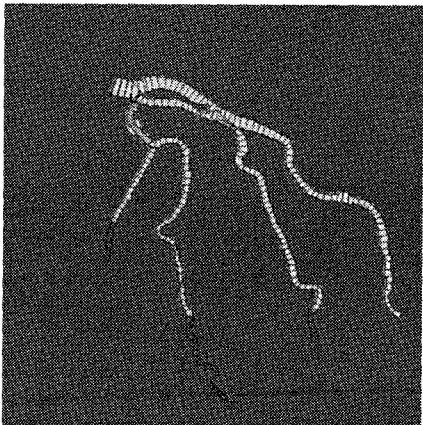


Figure 23. – Projection du volume reconstruit sur la vue de droite.

## 5. conclusion

Dans cet article nous présentons une nouvelle méthode de détection des structures vasculaires procédant par suivi des deux bords des structures ainsi qu'une application de ces résultats à la reconstruction 3-D du réseau vasculaire. Les performances de l'algorithme de suivi de vaisseaux ont été évaluées en terme de sensibilité et de robustesse, sur des données synthétiques. Cette méthode a également été appliquée sur deux jeux de données réelles : une séquence angiographique soustraite et une autre non soustraite. Une méthode de reconstruction 3-D, s'appuyant sur la segmentation d'une angiographie biplan soustraite, est également présentée.

Si la validation clinique de la méthode reste à effectuer, ce travail apporte cependant plusieurs enseignements :

1. La notion de pseudo-diamètres est pertinente pour le problème de détection comme pour le problème de reconstruction, puisqu'elle permet une représentation structurée de l'information spatiale recherchée, qu'elle soit projetée ou dans l'espace;

2. cette structuration rend possible une méthode interactive simple d'appariement de branches;

3. la représentation par pseudo-diamètres dans deux projections permet de reconstruire le réseau vasculaire par des sections droites elliptiques, perpendiculaires à l'axe 3-D du vaisseau.

Cette méthode est utilisable dans le cas d'une représentation du réseau vasculaire à l'aide de trois vues. Une meilleure précision dans la détermination du modèle pourrait être alors obtenue. La méthode de suivi des structures pourrait enfin être utilisée plus généralement dans des problèmes de détection de structures linéaires lesquelles se retrouvent dans de nombreux domaines d'application (télé-détection optique et radar, par exemple).

## BIBLIOGRAPHIE

- [Coat 94] J.L. Coatrieux, M. Garreau, R. Collreoc, et C. Roux, Computer Vision Approaches for the Three-Dimensional Reconstruction of Coronary Arteries : Review and Prospects, *Critical Review in Biomedical Engineering*, 22, 1, 1994, pp. 01–38.
- [Col 88] R. Collreoc et J. L. Coatrieux, « Vectorial and directed contour finder for vascular network in digital subtraction angiography », *Pattern Recognition Letters* 8, 1988, pp. 353–358.
- [Fig 95] M.A.T. Figueiredo and J.M.N. Leit.,a, « A Nonsmoothing Approach to the Estimation of Vessel Contours in Angiograms », *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 14, no. 1, 1995, pp. 162–172.
- [Jacq 97] J.J. Jacq et C. Roux, A Direct Multi-Volume Rendering Method Aiming at Comparison of 3-D Images and Models, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 1, No 1, 1997, pp. 30–43.
- [Liu 92] I. Liu, et Y. Sun, Fully automated reconstruction of three-dimensional vascular tree structures from two orthogonal views using computational algorithms and production rules, *Optical Engineering* 31, 1992, pp. 2197–2207.
- [Mart 76] A. Martelli. « An application of heuristic search methods to edge and contour detection », *Communication of the A.C.M.*, vol. 19, no. 2, 1976, pp. 73–83.
- [Mor 92] E. Mortensen, B. Morse, W. Barrett, J. Udupa, « Adaptive boundary detection using "Live-Wire" two-dimensional dynamic programming », In *Proceedings Computers in Cardiology*, Durham USA, oct 1992, pp. 635–638.
- [Mil 93] F.P. Miles, A. L. Nuttal, « Matched filter estimation of serial blood vessel diameters from video images », *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 12, n° 2, June 1993, pp. 147–152.
- [Rua 93] S. Ruan, « Estimation de mouvement et reconstruction tridimensionnelle en stéréovision : application à l'angiographie cardiaque biplan », Thèse de l'Université de Rennes I, option Traitement du Signal et Télécommunication, 1993.
- [Sai 90] T. Saito, M. Misaki, K. Shirato, et T. Takishima, Three-Dimensional Quantitative Coronary Angiography, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 37, 1990, pp. 768–777.
- [Son 93] M. Sonka, C. J. Wilbricht, S.R. Fleagle, S.K. Tadikonda, M. D. Winniford, et S. M. Collins, « Simultaneous Detection of both coronary borders », *IEEE Transaction on Medical Imaging*, vol. 12, no. 3, 1993, pp. 588–599.
- [Son 95] M. Sonka, M. D. Winniford, et S. M. Collins, « Robust Simultaneous Detection of Coronary Borders in Complex Images », *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 14, no. 1, 1995, pp. 151–161.
- [Sun 89] Y. Sun, « Automated Identification of vessel contours in coronary arteriograms by an adaptive tracking algorithm », *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 8, no. 1, 1989, pp. 78–88.

Manuscrit reçu le 13 octobre 1997.

## Suivi bilatéral des structures vasculaires

### LES AUTEURS

Laurent LECORNU



Laurent Lecornu a obtenu son doctorat de l'Université de Rennes en Traitement du Signal en 95. Il est, actuellement, ingénieur de recherche à l'École Nationale Supérieure des Télécommunications de Bretagne au sein du département Image et Traitement de l'Information depuis février 1998. Ses domaines d'intérêt actuels sont la segmentation d'images sonar et la reconstruction 3-D de banc de poissons contenus dans celles-ci ainsi que la segmentation et l'analyse d'images radiographiques de la main.

Christian ROUX



Christian Roux, est professeur à l'École Nationale Supérieure des Télécommunications de Bretagne, responsable du département Image et Traitement de l'Information et directeur du Laboratoire de Traitement de l'Information Médicale (UPRES EA 2218 commune à la Faculté de Médecine de Brest et à l'ENST Bretagne). Ancien élève de l'École Normale Supérieure de Cachan, il a obtenu un doctorat de l'INP Grenoble et l'Habilitation à diriger des Recherches de l'Université de Rennes I. Ses travaux portent sur le traitement avancé des images et de l'information médicales, et la télé-médecine. Christian Roux est auteur d'environ 70 articles dans ce domaine, titulaire de 3 brevets, et co-éditeur d'un ouvrage collectif intitulé *Contemporary Perspectives in Three-Dimensional Biomedical Imaging* publié en 1997 (IOS Press). Il est aussi Senior Member de l'IEEE, Editeur associé des revues *IEEE Transactions on Medical Imaging*, et *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, et Vice Président de la Société *Engineering in Medicine and Biology* de l'IEEE.

Jean José JACQ



Jean José Jacq travaille en qualité de chercheur au sein du département Image et Traitement de l'Information de l'École Nationale Supérieure des Télécommunications de Bretagne. Il a obtenu son doctorat en électronique auprès de l'Université de Bretagne Occidentale en 1986. Ses principaux thèmes de recherche - mise en correspondance, visualisation volumique, algorithmes génétiques, reconnaissance et analyse des formes - se rapportent à l'imagerie médicale en trois dimensions et privilégient des approches globales reposant sur une description bas niveau de l'information.