

# Application de la navigation active à la caractérisation automatique de structures anatomiques

Marc-Emmanuel BELLEMARE<sup>1</sup>, Pascal HAIGRON<sup>1</sup>, Antoine LUCAS<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image,  
INSERM, Université de Rennes 1, Campus de Beaulieu, 35042 Rennes Cedex, France

<sup>2</sup>Service de chirurgie vasculaire,  
Hopital Sud Rennes, 16 boulevard de Bulgarie, 35000 Rennes, France  
Marc-Emmanuel.Bellemare@univ-rennes1.fr, Pascal.Haignron@univ-rennes1.fr,  
lucas@sunaimed.univ-rennes1.fr

## Résumé –

Les volumes tridimensionnels obtenus par scanner hélicoïdal ou IRM permettent de se déplacer virtuellement à l'intérieur de structures anatomiques et de les observer. Nous proposons une nouvelle méthode pour guider la planification de trajectoires grâce à l'interprétation locale des images pendant la navigation à l'intérieur des cavités d'une structure anatomique et ce sans prétraitement sur le volume initial. Le capteur virtuel construit un modèle de la scène inconnue grâce à l'analyse de l'image. Cette exploration autorise la caractérisation quantitative et qualitative de la structure anatomique ce qui est fondamental dans cette nouvelle application de l'endoscopie virtuelle qui concerne la chirurgie vasculaire. Nous reportons en particulier les résultats obtenus sur des images volumiques de fantômes et de patients acquises par scanner hélicoïdal en conditions cliniques.

## Abstract –

Three dimensional volume data sets provided by CT or MRI allow the user to move virtually around within anatomic structures and to observe them. We propose a new method to guide the path planning based on the local image interpretation during the navigation inside the anatomic structures with cavities, without preprocessing for 3D volume data sets. Thanks to the scene analysis process, the virtual sensor constructs by itself a model of the unknown scene. Qualitative and quantitative characterization of the anatomic structures, derived from this exploration, is of main interest in such a new application of virtual endoscopy that is vascular surgery. Results obtained on both phantom model and on the patient volume images acquired by helical CT scan modality under clinical conditions are reported.

## 1 Introduction

Les images volumiques (acquises par scanner X par exemple) permettent actuellement à l'utilisateur de se déplacer virtuellement à l'intérieur des structures anatomiques sans la moindre intervention. Au delà de la visualisation interactive des images et de leur interprétation, qui reste un problème ouvert, les futurs systèmes d'endoscopie virtuelle devront être en mesure de simuler, planifier, assister et guider des procédures interventionnelles à finalité diagnostique et thérapeutique[5]. Le problème est alors de produire des images fiables et réalistes et d'élaborer des protocoles cliniques efficaces. À la différence des systèmes conventionnels qui requièrent un prétraitement de l'image afin de créer un modèle de surface simplifié d'une structure particulière, l'hypothèse forte de notre approche consiste à ne pas réaliser de prétraitement ou de modélisation préalable des structures anatomiques [4]. Nous proposons un nouveau concept d'endoscopie virtuelle capable de surmonter les difficultés inhérentes aux problèmes posés et au domaine d'application (structures vasculaires). Ces difficultés sont liées aux structures de forme libre et de très petite taille, à la différence de résolution entre la scène observée (volume image) et l'image 2D du capteur virtuel, à la détection robuste des surfaces anatomiques, à

la présence de bifurcations (conduisant à de multiples trajectoires candidates) et au guidage de la navigation par l'image. En effet, dans un tel contexte la *navigation active* confère au capteur une autonomie suffisante pour réaliser des trajectoires à l'intérieur de structures anatomiques variées [1]. Nos travaux ont porté sur l'analyse de scène du capteur virtuel et nous présentons ici une extension de la navigation active à la caractérisation qualitative et quantitative de structures anatomiques dans le cadre de la chirurgie vasculaire.

## 2 Analyse de la scène

La navigation active combine la détection des surfaces, le calcul de l'image et son analyse pour permettre au capteur virtuel de définir automatiquement sa trajectoire. L'analyse de l'image est basée sur l'utilisation de la carte de profondeur de la scène observée, et consiste à détecter des zones d'espace libre qui permettent le déplacement du capteur. Une première étape a été décrite dans [2]. Il a été mis en évidence que des maxima locaux de profondeur bien choisis permettent de détecter les branches présentes dans la scène. Ceci a été complété par la détection de points supplémentaires, les points de séparation, qui per-

mettent de repérer également les parois entre branches éventuelles. Ces points de séparation correspondent quant à eux, aux minima locaux détectés sur la carte de profondeur. La combinaison de ces deux types de points permet de construire une description de la scène en regard (figure 1). Cette description étant constituée :

- d’une part des maxima locaux de profondeur dans l’image qui correspondent aux branches ;
- d’autre part des minima locaux de profondeur correspondant à des séparations entre ces branches.

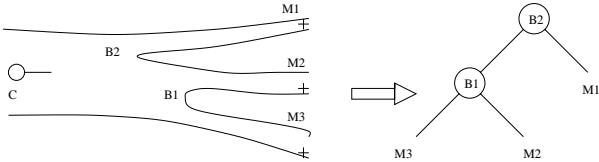


FIG. 1: Un exemple de construction d’une description.  $C$  : position du centre de la caméra,  $M_k$  : maxima de profondeur détectés,  $B_l$  : points de séparation détectés.

Ainsi, la description est une structure d’arbre binaire dans laquelle les maxima de profondeur sont des feuilles et les séparations sont des nœuds. Chaque élément de cet arbre est décrit par :

- le point 3D correspondant ;
- les pointeurs sur les fils éventuels.

Si les maxima de profondeur ont une variabilité spatiale importante vis-à-vis du déplacement du capteur, à cause du changement de point de vue, les points de séparation ont des positions quasi stables dans l’image puisqu’ils sont associés à des éléments de la scène 3D observée [3].

Ainsi, pour chaque position du capteur on dispose d’une description dite *locale*. Cette information est mise à profit pour mettre à jour une description dite *globale* de la structure explorée par le capteur. Cette description est une représentation de tous les événements topologiques détectés par le capteur le long de sa trajectoire, notamment les branchements multiples présents dans la structure anatomique explorée. La description globale est donc elle aussi un arbre binaire, elle résulte de la concaténation adaptée des différentes descriptions locales. La mise à jour de la description globale par les descriptions locales est réalisée par appariement des nœuds selon un critère géométrique en tenant compte non seulement de la variation spatiale des différents points mais aussi de la différence de structure (due aux variations topologiques) des arbres qu’il faut appairer (figure 2).

Deux séparations successives sont appariées si elles sont suffisamment proches. Les maxima de profondeur associés (feuilles de l’arbre) sont aussi appariés selon un critère de distance, toutefois ils ne sont mis à jour dans la représentation globale que si le nouveau maximum est plus profond que celui qu’il aurait remplacé, de façon à garder dans la description globale la branche la plus longue détectée (figure 3).

Au cours du déplacement sont donc conservés :

- l’ensemble des positions du centre optique de la caméra, la trajectoire ;

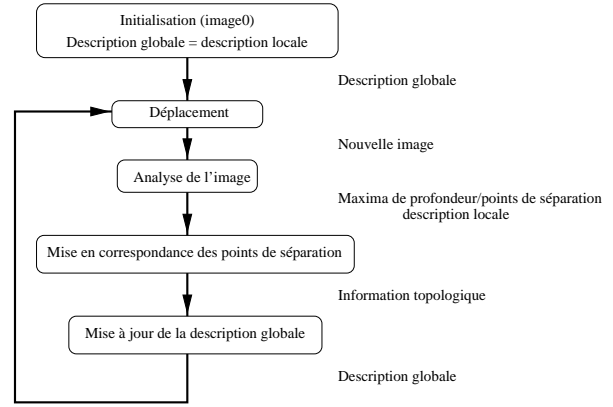


FIG. 2: Mise à jour de la description globale au cours du déplacement

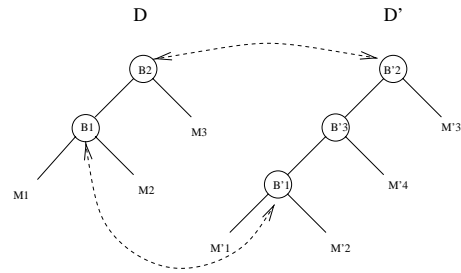


FIG. 3: Apparition d’une branche.  $D$  est mise à jour avec  $D'$  dans laquelle le point de séparation  $B'3$  est apparu (les flèches représentent l’appariement des points). La nouvelle description globale correspond à  $D'$ . Les maxima associés sont également mis à jour.

- les dernières positions détectées des points de séparation avec les maxima de profondeur associés qui constituent les éléments de la description globale.

## 3 Caractérisation de structures anatomiques

### 3.1 Représentation symbolique

La trajectoire, les descriptions locales et la description globale sont visualisées en 3D grâce à une représentation symbolique (figure 4). Les points de séparation et les points caractéristiques (maxima de profondeur) sont représentés par des sphères dans le repère du volume d’acquisition. Les relations de filiation sont représentées par des segments reliant ces sphères.

Le diamètre des sphères est lié aux occurrences de détection des points de séparation associés. Une sphère sera d’autant plus petite que la séparation aura été vue peu de fois par le capteur, ce qui correspond à un degré de confiance faible, alors qu’un point de séparation détecté à de nombreuses reprises aura un diamètre supérieur indiquant une confiance supérieure en son existence.

Ainsi on dispose d’une caractérisation morphologique, la description fournissant la position des branchements et leur nombre. L’incertitude sur cette information est prise en compte dans la description, ce qui permet de gérer la présence éventuelle d’artéfacts.

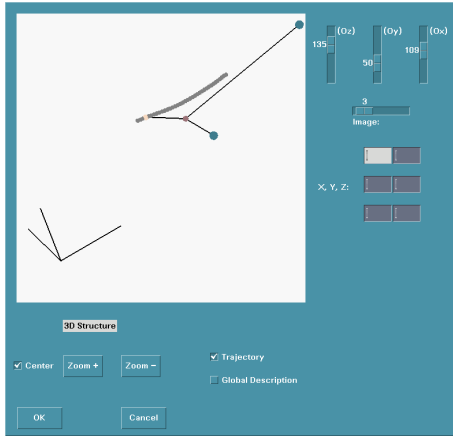


FIG. 4: La description 3D associée à une bifurcation.

### 3.2 Les grandeurs mesurées

L'essentiel des informations étant conservé on peut également disposer d'une caractérisation quantitative de la zone explorée. Parmi les grandeurs mesurées on distingue la longueur du déplacement, la variation du diamètre et de la section de la lumière au cours de ce déplacement, la distance entre deux positions de branchements et les orientations des branches. Il s'agit essentiellement de montrer la faisabilité de la description quantitative. Les méthodes implémentées restent simples et pourront être améliorées au besoin.

Le diamètre de la lumière est estimé en détectant deux points, proches du capteur, situés sur la surface et, diamétralement opposés. Pour ce faire une image est calculée avec une focale minimale de façon à disposer du plus grand angle de vue possible. La carte de profondeur obtenue sur la direction de visée du capteur est alors seuillée. Le seuil est fixé à une valeur faible afin d'obtenir un disque qui remplit la lumière sur le contour duquel sont détectés deux points diamétralement opposés et distant de  $dist2D$  pixels. Les deux voxels correspondants dans le volume permettent de déterminer la distance euclidienne 3D  $dist3D$ . Le rapport  $R = \frac{dist3D}{dist2D}$  permet de faire la correspondance entre les distances en pixels et les distances en voxels. Le rapport d'échelle, *etalon*, entre les dimensions réelles et les dimensions dans l'image volumique est fixé par l'acquisition. Ainsi le diamètre  $D_l$  de la lumière est approximé directement par la relation  $D_l = dist3D * etalon$ .

La section  $S$  est aussi estimée : Si on note  $npix$  le nombre de pixels situés dans le disque de la lumière on détermine  $S = npix * R^2 * etalon^2$ . La section permet d'estimer un diamètre  $D_c$  en supposant une lumière cylindrique. Ce point n'est pas vérifié en général mais cela permet de se ramener à un diamètre équivalent  $D_c = \sqrt{\frac{4S}{\pi}}$ . La longueur du déplacement correspond à la somme de toutes les longueurs élémentaires (entre deux positions successives).

### 3.3 Validation sur fantôme

Un fantôme a été réalisé pour évaluer la caractérisation tant qualitative que quantitative. Il s'agit d'un cube de polyéthylène dans lequel ont été réalisés trois perçages donnant lieu à deux branches latérales et deux bifurca-

tions. Les caractéristiques géométriques de ce modèle sont connues. L'acquisition du volume numérique a été réalisée en conditions cliniques avec un scanner hélicoïdal (coupes de 3mm d'épaisseur reconstruites tous les 1mm). Les lumières ont été remplies de produit de contraste telebrix 12 dilué à 50%, pour représenter des vaisseaux injectés (figure 5).

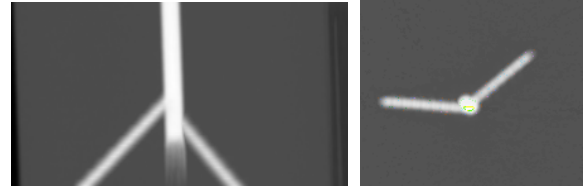


FIG. 5: Représentation MIP du cube injecté. Volume de 235 coupes 256x256.

Une trajectoire automatique a été réalisée dans le conduit principal pour évaluer les algorithmes mis en place. La description structurelle obtenue fait bien apparaître les deux branchements successifs et la topologie est bien respectée (figure 6).

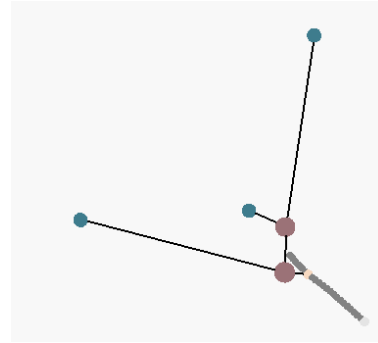


FIG. 6: Représentation de la description du cube.

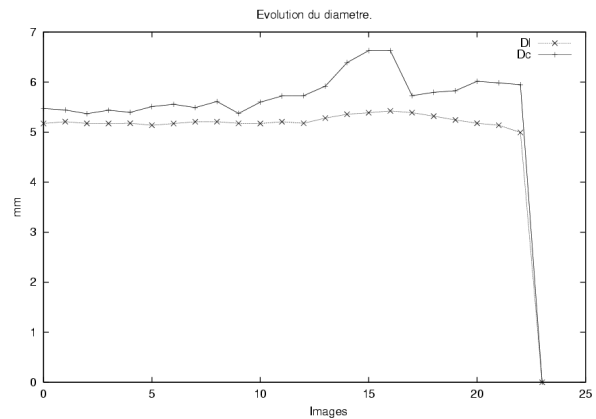


FIG. 7: Évolution du diamètre dans la lumière principale du fantôme.

Le diamètre obtenu correspond à une bonne approximation du rayon réel puisque que l'on reste dans les tolérances d'usinage (foret de 5mm tolérance :  $\pm 0.1mm$ ). On note une augmentation du diamètre à partir de l'image 12 qui est due à l'approche d'une intersection (figure 7).

La section est une grandeur plus bruitée tout en restant

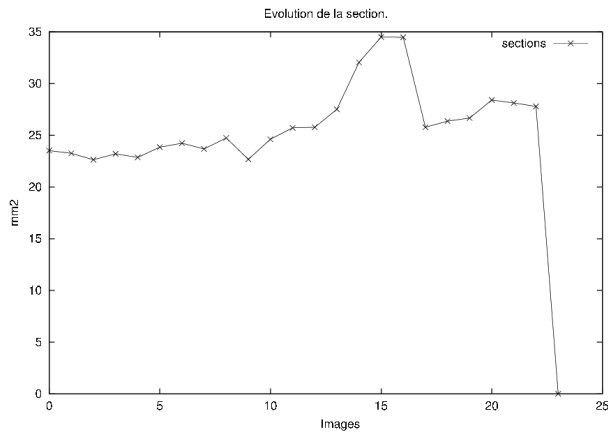


FIG. 8: Évolution de la section de la lumière principale du fantôme.

acceptable, ceci est dû en grande partie à la sensibilité de la méthode implémentée par rapport à l'orientation du capteur (figure 8).

Les mesures d'angulation des branches et de distance entre les points de séparation effectuées sur la description globale sont cohérentes avec les résultats escomptés. Cependant les conditions de réalisation de ce premier fantôme ne nous permettent pas d'estimer avec précision les erreurs commises sur ces paramètres.

### 3.4 Application aux données patient

Les méthodes de navigation active ont été testées sur patient avec des conditions d'acquisition de routine clinique. Les régions explorées concernent entre autres les carotides et les vaisseaux des membres inférieurs. Dans ces cas l'apport de la caractérisation, en plus de la visualisation de l'image endoscopique et du repérage du capteur dans l'espace 3D, permet au chirurgien vasculaire de prévoir l'intervention qu'il devra réaliser dans la zone pathologique, notamment grâce à la possibilité de dimensionner la zone d'intervention.

Dans la région carotidienne nous avons réalisé des trajectoires dans les carotides interne et externe qui ont permis de mettre en évidence une zone de calcification large, cause d'une sténose dont la caractérisation permet de juger l'importance du geste chirurgical à accomplir.

Dans le volume image des vaisseaux des membres inférieurs une endoscopie virtuelle a permis la vérification post-opératoire du flux sanguin (présence de produit de contraste) en aval d'une anastomose. De plus, la caractérisation permet de mesurer la distance entre la tibiale antérieure et l'éperon de la tibiale postérieure ce qui permet, par exemple, de déterminer avec précision les dimensions d'une endoprothèse (stent) que le praticien aurait à poser.

## 4 Conclusion

Nous proposons une nouvelle méthode d'endoscopie virtuelle qui autorise la caractérisation automatique (opérateur indépendante) des structures anatomiques. Au cœur du procédé de visualisation l'algorithme de lancer de rayons fournit une information dense qui est mise à profit par

l'analyse de scène. Le capteur virtuel construit au cours de son déplacement un modèle de la structure inconnue explorée, la description globale. Du point de vue méthodologique, la mise à jour des arbres de description, fait intervenir des opérations d'édition sur ces arbres tout en assurant la prise en compte de leur cohérence inter-image. L'utilisation optimale des descriptions pour la planification de la trajectoire fait l'objet des travaux en cours.

Eu égard les conditions d'acquisition en routine clinique et la taille des structures explorées (vaisseaux de quelques voxels de diamètre), les résultats obtenus sont satisfaisants, tant au niveau de l'analyse subjective de la qualité de l'image par un spécialiste, qu'au niveau de la précision de la caractérisation effectuée au cours de l'exploration, grâce en particulier à la conservation de toutes les informations contenues dans le volume image. Ce dernier point nous permet, de plus, d'envisager de caractériser également la qualité pariétale des structures vasculaires explorées.

## Remerciements

Nous tenons à remercier le docteur Y. Rolland du service de radiologie du CHRU Rennes sud, ainsi que messieurs N. Vigneron et O. Cavelier de l'Université de Rennes1.

## Références

- [1] Marc-Emmanuel Bellemare, Pascal Haigron, and Jean-Louis Coatrieux. Toward an active three dimensional navigation system in medical imaging. In Nicholas Ayache, editor, *CVRMed-MRCAS' 97*, number 1205 in Lecture Notes in Computer Science, pages 337–346, Grenoble, France, April 1997. Springer Verlag.
- [2] Marc-Emmanuel Bellemare, Pascal Haigron, and Antoine Lucas. Analyse de cartes de profondeur pour la navigation active dans un volume image. In *Seizième colloque sur le traitement du signal et des images*, pages 1371–1374, Grenoble, France, September 1997. GRETSI.
- [3] Marc-Emmanuel Bellemare, Pascal Haigron, Antoine Lucas, and Jean-Louis Coatrieux. Depth map based scene analysis for active navigation. In Clough Chen, editor, *Physiology and Function from Multidimensional Images*, volume 3660, pages 202–213. SPIE, February 1999.
- [4] Jean-Louis Coatrieux, Limin Luo, Marc-Emmanuel Bellemare, and Pascal Haigron. From virtual to active navigation in volume medical imaging. In *Information Technology Application in Biomedicine*, pages 15–18, Prague, Czech Republic, September 1997. IEEE/EMBS Region 8.
- [5] Pascal Haigron, Gerard Leberre, and Jean-Louis Coatrieux. 3 D navigation in medicine. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 15(2) :70–78, Mar./Apr. 1996.