

Analyse quantitative d'un volume image par angioscopie virtuelle

Oscar ACOSTA¹, Cemil GÖKSU¹, Pascal HAIGRON¹, Cécile MOISAN¹⁻², Antoine LUCAS¹⁻²

¹Laboratoire Traitement du Signal et de l'Image, INSERM EMI 9934, Université de Rennes 1, France

²Service de Chirurgie Vasculaire, Hôpital Sud, Rennes, France

oscar.acosta@univ-rennes1.fr, cemil.goksu@univ-rennes1.fr
pascal.haigron@univ-rennes1.fr, cecile.moisan@ch-stbrieuc.fr,
lucas@sunaimed.univ-rennes1.fr

Résumé – Dans le domaine vasculaire, la connaissance précise des paramètres géométriques des artères et de leurs lésions est nécessaire au diagnostic préopératoire et au choix d'outils endovasculaires adaptés. Au delà de l'instrument de visualisation, l'angioscopie virtuelle doit constituer un outil d'exploration et d'analyse quantitative des structures vasculaires pour le diagnostic, la planification et l'assistance de l'acte interventionnel. Nous présentons ici une extension géométrique et fonctionnelle du modèle de l'endoscope virtuel, lui permettant de réaliser, au cours de la navigation exploratoire virtuelle et suivant l'axe des structures anatomiques, l'extraction adaptative, opérateur-indépendante et précise de la surface interne des vaisseaux, en particulier en présence de lésions. L'évaluation de l'analyse quantitative de lésions vasculaires par angioscopie virtuelle dans un volume image TDM a été réalisée sur un modèle animal de resténose hyperplasique.

Abstract – In the vascular field, precise knowledge of the geometric parameters of the arteries and lesions is necessary for preoperative diagnosis and choice of adapted endovascular tools. Beyond visualization, virtual angioscopy must provide functions of exploration and quantitative analysis of vascular structures for the diagnosis, planning and assistance of interventions. We present a geometrical and functional extension of the virtual endoscope model, allowing it to perform, during virtual exploratory navigation and along the axis of anatomical structures, the adaptive, operator-independent and accurate extraction of the internal surface of the vessels, especially in the presence of lesions. The evaluation of quantitative analysis of vascular lesions based on virtual angioscopy within a CT volume image has been performed using an animal model of restenosis.

1 Introduction

Les techniques d'imagerie virtuelle offrent les moyens, à partir d'acquisitions volumiques (TDM ou IRM par exemple), d'observer dynamiquement des structures anatomiques sans interaction physique et d'accéder à l'information utile contenue dans des volumes de données spatiales voire spatio-temporelles de plus en plus importants. Dans le contexte de la chirurgie endovasculaire, la connaissance précise des paramètres géométriques des artères et de leurs lésions (sténoses, anévrismes) est nécessaire au diagnostic préopératoire et au choix d'outils endovasculaires adaptés (ballonnet, endoprothèse, source de brachythérapie...). Plusieurs méthodes ont été proposées comme outils de quantification de lésions vasculaires à partir de techniques d'imagerie diverses (Doppler, scannographie hélicoïdale, angiographie avec produit de contraste, ultrason, résonance magnétique) : modèles déformables, moments géométriques ou level sets [5, 8]. Le problème majeur de ce type d'approches est le nombre et la nature des paramètres, dont le réglage dépend le plus souvent d'un opérateur expérimenté. Par ailleurs, même si les premières études combinant les mesures interactives sur les images endoscopiques et sur les données scanner ont été reportées dans la littérature [3], l'angioscopie virtuelle n'a pas été abordée ni validée comme un outil d'exploration et d'analyse quantitative dans des conditions réalistes d'utilisation. Principalement utilisée comme élément d'inspection visuelle des structures anatomiques et de leurs pathologies, elle

d'exploration et d'analyse quantitative de structures vasculaires [1, 6] pour la planification et l'assistance de l'acte interventionnel.

Nos travaux précédents, fondés sur la notion de Navigation Exploratoire Virtuelle [2], ont permis de définir un capteur virtuel actif capable d'explorer automatiquement un volume image non présegmenté, contrairement aux approches classiques faisant appel à la modélisation préalable des surfaces anatomiques. Ce capteur, dont le modèle géométrique est basé sur la projection perspective dans un plan image, reproduit les caractéristiques optiques d'un endoscope réel. Il combine le calcul de l'image de la scène observée ainsi que son analyse, afin de déterminer sa trajectoire (Navigation Active). Nous présentons ici une extension géométrique et fonctionnelle du modèle de cet endoscope virtuel, lui permettant de réaliser, au cours de la navigation exploratoire virtuelle et suivant l'axe des structures anatomiques, l'extraction adaptative, opérateur-indépendante et précise de la surface interne des vaisseaux, en particulier en présence de lésions. Les difficultés rencontrées sont d'une part les faibles dimensions des structures anatomiques d'intérêt par rapport aux résolutions données par les systèmes d'imagerie 3D conventionnels, et d'autre part la présence de lésions conduisant à une distribution inhomogène du produit de contraste. Nous avons porté une attention particulière à la mise en oeuvre d'un protocole d'évaluation quantitative des résultats de détection de surfaces endovasculaires qui a permis de valider notre approche sur un modèle animal de resténose hyperplasique.

2 Méthode

L'analyse de la structure vasculaire par angioscopie virtuelle consiste en l'extraction précise de la surface interne du vaisseau (la zone d'interface lumière-paroi), par exploration local du volume image par le capteur virtuel (endoscope). La méthode proposée fait intervenir différentes fonctionnalités d'analyse adjointes à l'endoscope virtuel (figure 1) parmi lesquelles une méthode adaptative de détection de la surface interne du vaisseau par lancer de rayons, un opérateur de centrage du capteur dans la lumière interne et un opérateur de correction d'orientation du plan d'analyse des structures anatomiques.

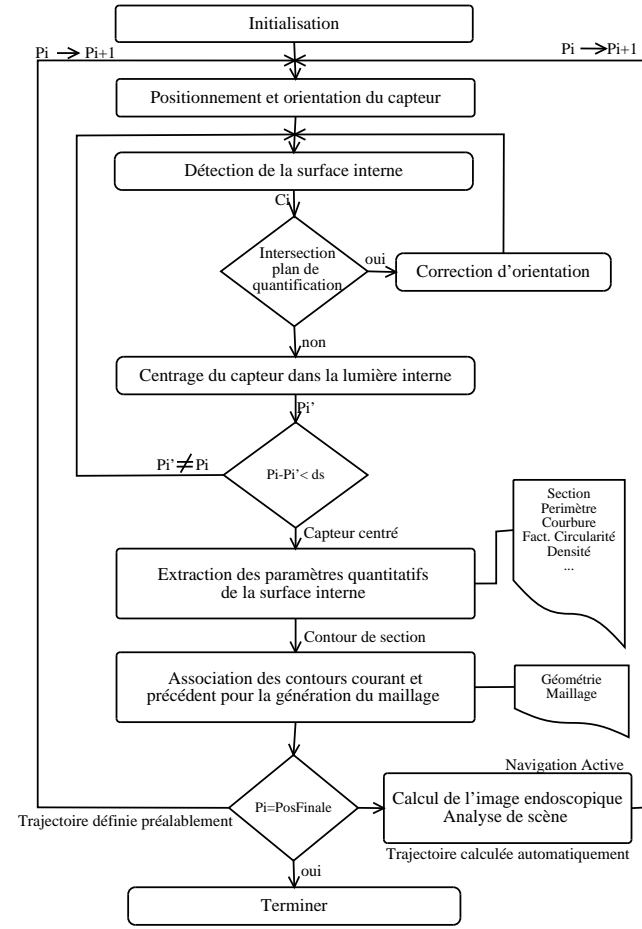


FIG. 1: Méthode d'extraction de surface par navigation exploratoire virtuelle.

La navigation et l'analyse quantitative sont réalisées selon deux modes d'opération possibles : soit à partir d'une trajectoire définie interactivement, soit pendant le processus de détermination automatique de la trajectoire par analyse de scène (navigation active). Dans le premier cas, l'utilisateur fixe quelques points de passage à l'intérieur de la structure vasculaire. Des opérations de centrage et d'interpolation par fonctions splines cubiques permettent de calculer la trajectoire centrée dans la lumière du vaisseau. Dans le second cas, l'utilisateur doit déterminer les positions initiale et finale, et le capteur, pendant la navigation, calcule sa trajectoire et réalise la détection, l'extraction et la quantification de la structure.

2.1 Détection de surface

La détection de la surface est un élément essentiel dans la caractérisation des structures anatomiques. S'agissant de structures vasculaires, la présence de lésions, notamment de type sténose, se traduit par une inhomogénéité de la distribution du produit de contraste le long du vaisseau. Une approche simple de détection de transition (seuillage de densité et interpolation trilineaire) [4], utilisant un seuil de densité constant ou dépendant de l'opérateur, peut conduire à des erreurs de détection non négligeables même si elle est peu coûteuse en temps de calcul. En conséquence, nous utilisons un modèle géométrique étendu du capteur virtuel. Un centre optique et un axe d'exploration perpendiculaire à un plan image situé à une distance focale f définissent la géométrie perspective pour la formation de l'image endoscopique virtuelle (figure 2). En complément de cette image formée en associant un rayon à chaque pixel, une analyse basée sur une détection précise est effectuée dans un plan appelé plan de quantification défini par le centre et l'axe optiques du capteur (P_i, V_i) , en utilisant seulement quelques rayons (N) uniformément distribués (typiquement 48 contre 65536 pour une image complète). L'analyse réalisée permet de déterminer précisément la surface de transition lumière-paroi et de fournir une caractérisation locale de densité exploitable dans le processus de formation de l'image virtuelle (détermination du seuil de détection). Dans le plan de quantification, la surface interne est détectée en deux étapes : i) le calcul automatique d'un seuil local, ii) la recherche plus fine de points de transition le long des rayons. Pour une position et orientation données, le capteur extrait et analyse l'information volumique dans une région d'intérêt (ROI), définie préalablement dans la phase d'initialisation par un rayon R . Ce paramètre, fourni par l'utilisateur, détermine la taille de la région d'exploration. Les rayons r_k , lancés avec une focale faible dans le plan de quantification, sont associés aux pixels (u_k, v_k) du plan image tels que $u_k = A_r \cos(k\Delta\theta)$ et $v_k = A_r \sin(k\Delta\theta)$, où $\Delta\theta = \frac{2\pi}{N}$ et A_r est la distance au centre de l'image (figure 2).

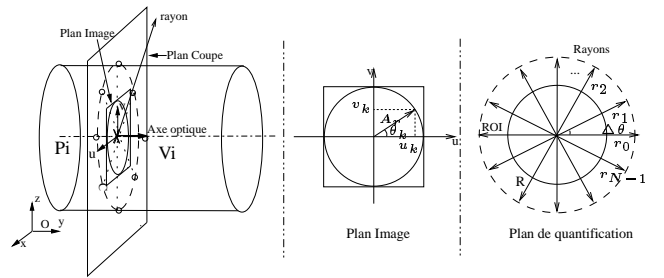


FIG. 2: Rayons lancés dans le plan de quantification.

La valeur en chacun des points p_k le long des rayons (de taille égale à un dixième de voxel) est donnée par interpolation trilineaire. Le plan de quantification, perpendiculaire à V_i , contient donc l'information surechantillonnée de la densité et du gradient, respectivement $d(p_k)$ et $\|g(p_k)\|$, pour un point p_k le long de r_k . Il est possible de construire un contour polygonal $\Gamma_n = (p_0, p_1, \dots, p_{N-1})$ en choisissant un point par rayon. Pour chaque valeur d'un seuil incrémental S_n autour de la valeur de P_i , sont calculés l'iso-contour $\Gamma(S_n)$ associé et son gradient

global \bar{g}_{Γ_n} , défini comme la moyenne des gradients en chacun de ses points :

$$\bar{g}_{\Gamma_n} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \|g(p_k)\| \quad (1)$$

Le seuil retenu est celui qui produit un contour (Γ_{gMAX}) pour lequel \bar{g}_{Γ_n} est maximal. A partir de Γ_{gMAX} , une recherche fine de maxima locaux de gradient pour chacun des points p_k conduit au contour Γ_f correspondant à la région de transition lumière-paroi. La rapidité de l'algorithme dépend du nombre de rayons N choisis pour représenter la section, et de la taille de la ROI. Par ailleurs, le seuil obtenu, restant valable pour des surfaces localisées près du capteur, est choisi pour calculer l'image endoscopique virtuelle.

2.2 Centrage et réorientation du capteur

Pour chaque position de la trajectoire, un opérateur de centrage calcule le centre géométrique de la section à partir des points du contour Γ_f détectés. Cet opérateur est basé sur la détermination du centroïde d'un polygone, défini comme le barycentre des isocentres \bar{c}_k des triangles constituant le polygone, pondérés par leurs surfaces [7]. La position du centroïde $P'_i = [X_c, Y_c, Z_c]^T$ du polygone constitué de N triangles est donnée par :

$$P'_i = \frac{1}{A_\Gamma} \left[\sum_{k=0}^{N-1} A(T_k) \cdot \bar{c}_k \right] \quad (2)$$

où $A_\Gamma = \sum_{k=0}^{N-1} A(T_k)$ et $A(T_k)$ est la surface du k-ième triangle.

Grâce à la géométrie des rayons (figure 3), les triangles T_k sont construits entre la position du capteur (P_i) et chacun des points p_k du contour Γ_f . Les surfaces des triangles sont données par :

$$A(T_k) = \frac{1}{2} \|(\overrightarrow{p_{k+1} - P_i}) \times (\overrightarrow{p_k - P_i})\| \quad (3)$$

Si la distance entre ce nouveau centre P'_i et la position originale du capteur P_i est supérieure à un seuil dépendant uniquement des dimensions estimées de la structure anatomique, la détection est relancée à partir de cette nouvelle position centrée, en conservant l'orientation originale. Cette procédure garantissant la détection non tronquée de formes dites étoilées.

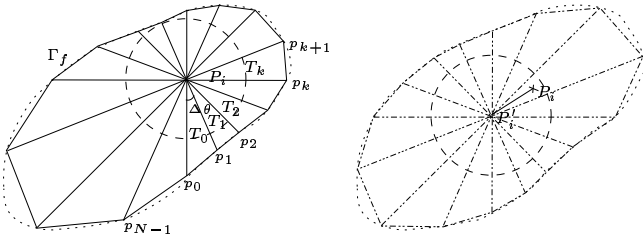


FIG. 3: Formation de la triangulation à partir de P_i pour le calcul du nouveau centroïde P'_i .

Par l'association des points de contours successifs, un maillage de surface interne est généré au cours de la navigation. Dans

certains cas de tortuosité extrême causée notamment par des lésions, des sections successives peuvent s'intersecter corrompant ainsi le maillage généré. Un test d'intersection, qui dans le cas positif entraîne la correction de l'orientation du capteur, est donc effectué. La correction minimale pour assurer l'intégrité du maillage est recherchée mais le résultat de la détection initiale est conservé.

3 Résultats

Une évaluation quantitative de la méthode a été conduite sur un modèle animal de resténose hyperplasique. Dix sténoses aorto-iliaques hyperplasiques ont été créées après un double traumatisme intra-artériel sur cinq brebis - dont la physiologie et l'anatomie vasculaires sont proches de l'homme - donnant lieu à des acquisitions scanner TDM hélicoïdal dans des conditions standards (épaisseur de coupe 3 mm, reconstruit tous les 1 mm) (figure 4).

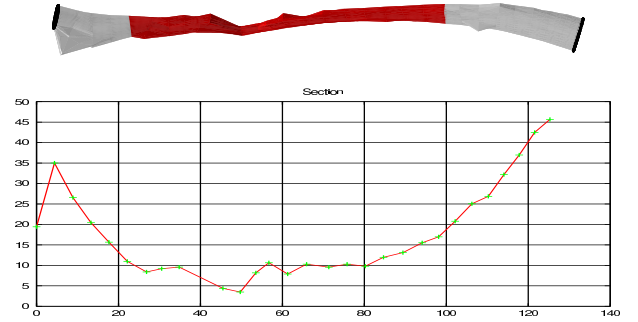


FIG. 4: Surface d'artère sténosée extraite par navigation exploratoire virtuelle; évolution de la section (mm^2) le long de la trajectoire (mm).

Dans cette étude, les trajectoires de navigation ont été définies de manière interactive, avec un centrage automatique à l'intérieur des structures. Les résultats de la méthode de détection de surface proposée ont été comparés à ceux issus de l'analyse des coupes histologiques des artères sténosées disséquées et des coupes TDM reformatées (i.e. perpendiculaires à la direction du vaisseau) (figure 5).

Pour s'affranchir des modifications morphologiques des structures vasculaires dues à l'euthanasie et à la dissection, des mesures relatives faites à partir d'une coupe de référence et de la coupe de maximum de sténose ont été réalisées afin d'évaluer le degré de sténose. Différentes méthodes de mesure peuvent être utilisées pour évaluer le degré de sténose (surface, diamètre). Il a été déterminé ici, par le rapport entre le diamètre de la lumière de la zone la plus serrée et le diamètre dans une zone saine. En considérant les mesures histologiques comme référence, l'erreur moyenne faite sur le degré de sténose par l'angioscopie virtuelle est de 2.8% contre 3.7% avec l'analyse interactive classique des coupes reformatées réalisée par un expert (figure 6).

L'évaluation sur des données patient par comparaison visuelle entre les coupes reformatées et la surface détectée dans le même plan image a par ailleurs donné des résultats qualitatifs très satisfaisants dans des artères présentant des lésions importantes (sténoses, anévrismes) (figure 7).

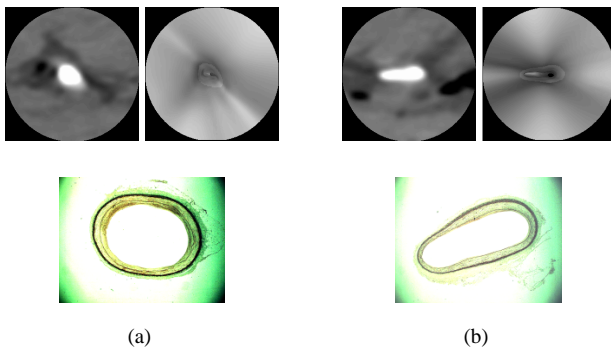


FIG. 5: Comparaison entre une zone de référence (a) et une zone sténosée (b) : sur les coupes TDM reformatées, les images endoscopiques virtuelles à l'intérieur de l'artère et les vues microscopiques de coupes histologiques.

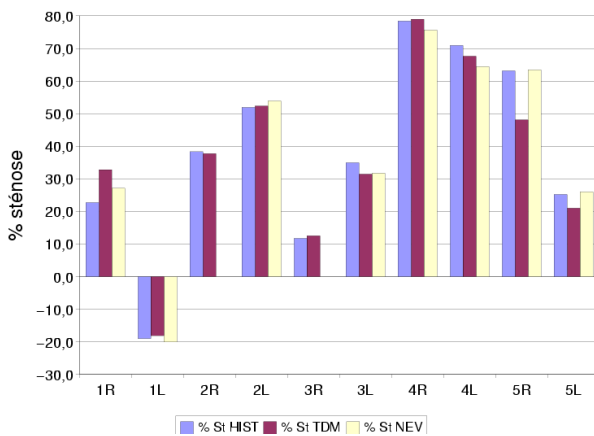


FIG. 6: Résultats comparatifs du degré de sténose calculé sur des coupes histologiques (HIST), Coupes scanner reformatées (TDM), et Navigation Exploratoire Virtuelle (NEV) pour les 10 pièces anatomiques étudiées.

4 Conclusion

Exploitant et élargissant les capacités de la navigation exploratoire virtuelle, la méthode proposée permet d'extraire automatiquement et précisément, à partir d'acquisitions volumiques, la surface interne des vaisseaux et les paramètres géométriques associés. Elle pourrait être utilisée dans un but diagnostique et/ou interventionnel. Un protocole d'évaluation indispensable à la mise en place de systèmes de planning spécifique patient a été élaboré et mis en oeuvre. La méthode, ainsi validée sur un modèle animal, est adaptative, opérateur-indépendante, exploitable en navigation proche temps réel car peu coûteuse en temps de calcul, indépendante de la pathologie rencontrée, et opère dans l'axe des structures vasculaires. La quantification des structures et des lésions permet la détermination précise et objective des paramètres des outils endovasculaires pour le traitement interventionnel des sténoses et des anévrismes. Elle est aussi un élément essentiel dans l'étude et l'élaboration de nouvelles pratiques endovasculaires visant à réduire le phénomène de resténose telles que la brachythérapie endovasculaire pour laquelle un planning de dosimétrie spécifique-patient doit être effectué.

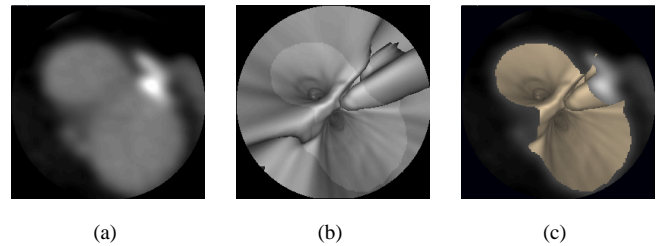


FIG. 7: Images d'une artère carotide sténosée. Une coupe réformatée perpendiculaire au capteur (a) est combinée avec la vue endoscopique (b,c). Visuellement la détection de la lumière interne du vaisseau est comparable au résultat trouvé par le capteur virtuel.

Remerciements

Nous remercions le Dr. Yan Rolland pour sa contribution. Ce travail a été partiellement financé par le projet ACI NAVIB 01B0168.

Références

- [1] D. Bartz, O. Gurvit, M. Lanzendorfer, A. Kopp, A. Kuttner, and W. Stra[ss]er. Virtual endoscopy for cardio vascular exploration. *Int. Congress Series*, 1230:1005–1009, 2001.
- [2] M. E. Bellemare, P. Haigron, A. Lucas, and J. L. Coatrieux. Depth map based scene analysis for active navigation. In *Proc. of SPIE: Physiology and Function from Multidimensional Images.*, volume 3660, pages 202–213, San Diego, USA, 1999.
- [3] E. Gobbetti, P. Pili, A. Zorcolo, and M. Tuveri. Interactive virtual angiography. In *Proc. IEEE Visualization*, pages 435–438, Conference held in Research Triangle Park, NC, USA, October 1998. IEEE Computer Society Press.
- [4] P. Haigron, A. Lucas, L. Quiniou, and A. Mom. Evaluation of virtual endoscopy for the exploratory navigation inside vascular structures. In *Proc. of SPIE: Physiology and Function from Multidimensional Images.*, San Diego, USA, 2001.
- [5] M. Hernandez-Hoyos, M. Orkisz, P. Puech, C. Mansard-Desbleds, P. Douek, and IE. Magnin. Computer-assisted analysis of three-dimensional MR angiograms. *Radiographics*, 22(2):421–36, Mar-Apr 2002.
- [6] D. Nain, S. Haker, R. Kikinis, and W.E. Grimson. An interactive virtual endoscopy tool. In *Fourth International Conference - MICCAI'01.*, Utrecht, 2001.
- [7] J. O'Rourke. *Computational Geometry in C (Second Edition)*. Cambridge University Press, New York, NY, september 1998.
- [8] C. Toumoulin, C. Boldak, J.L. Dillenseger, J.L. Coatrieux, and Y. Rolland. Fast detection and characterization of vessels in very large 3-D data sets using geometrical moments. *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 48(5):604–606, 2001.