

Estimation de la trajectoire 2D des parois de l'artère carotide, dans des séquences d'images échographiques, par une approche conjointe de segmentation et de suivi de speckle guidé

Guillaume ZAHND¹, Maciej ORKISZ¹, André SERUSCLAT², Didier VRAY¹

¹Université de Lyon, CREATIS; CNRS UMR 5220; Inserm U1044; INSA-Lyon, France

²Département de Radiologie, Hôpital Louis Pradel, Lyon, France

guillaume.zahnd@creatis.insa-lyon.fr, maciej.orkisz@creatis.insa-lyon.fr,
andre.serusclat@chu-lyon.fr, didier.vray@creatis.insa-lyon.fr

Résumé – Ce travail présente une méthode d'estimation du mouvement bidimensionnel (radial et longitudinal) des parois de l'artère carotide dans des séquences d'images ultrasonores mode-B *in vivo* pour la détection précoce de l'athérosclérose. Notre approche se base sur une technique couplée de segmentation et de suivi de speckle. Appliquée sur 10 séquences cliniques, elle donne des résultats plus précis qu'une approche conventionnelle, à savoir une dispersion deux fois plus petite par rapport aux trajectoires de référence.

Abstract – This work presents a method dedicated to estimate the bidimensional (radial and longitudinal) movement of the carotid artery walls in *in vivo* B-mode ultrasound sequences. The goal is the early detection of atherosclerosis. Our approach is based on a dual technique of segmentation and speckle tracking. Applied on 10 clinical sequences, it showed a higher accuracy compared to a conventional approach, namely the dispersion with respect to reference trajectories was twice smaller.

1 Introduction

La quantification des paramètres dynamiques des parois de l'artère carotide permet d'évaluer de manière précoce le risque cardiovasculaire, principalement associé à l'athérosclérose, et ce avant l'apparition des changements morphologiques et de la plaque d'athérome [1, 2]. Nos précédents travaux [3] ont révélé une association entre les facteurs de risque et l'amplitude du mouvement bidimensionnel (2D) des parois carotidiennes. L'imagerie ultrasonore (US) est la technique de prédilection pour visualiser le mouvement de l'artère carotide. Le mouvement radial (perpendiculaire à la paroi) peut être déduit des déplacements des contours. Plusieurs approches ont été proposées pour segmenter les interfaces des parois artérielles (Figure 1.a), en utilisant différentes méthodes, basées sur des techniques de contours actifs [4, 5, 6], de programmation dynamique [7, 8, 9], de statistiques locales [10], de transformée de Hough [11], de distribution de Nakagami [12] et de gradient [13, 14]. Toutes ces méthodes permettent de délimiter les contours des interfaces, et ont été largement utilisées pour estimer l'épaisseur du complexe intima-média (*Intima Media Thickness*, IMT) ainsi que la variation radiale du diamètre. Cependant, ces approches ne permettent pas la mesure du déplacement longitudinal des tissus.

Le mouvement longitudinal de l'artère, mis en évidence plus récemment, a été moins étudié jusqu'à présent. Il est généralement estimé par des méthodes basées sur le suivi de speckle

(*Block Matching Speckle Tracking*, BMST) [15, 16], mais cette approche est sujette au phénomène de la décorrélation du speckle ainsi qu'au problème d'ouverture, pouvant générer des erreurs d'estimations et une dérive importante de la trajectoire dans les séquences cliniques bruitées.

Nous proposons dans cet article une nouvelle méthode d'estimation de la trajectoire globale 2D (*i.e.* radiale et longitudinale) des parois artérielles, appelée CST pour *Contour and Speckle Tracking* [17], basée sur une approche conjointe de segmentation et de BMST sur des séquences d'images US mode-B *in vivo*. La segmentation repose sur une technique de filtrage adapté et de programmation dynamique et permet de quantifier le mouvement radial. Le procédé de BMST utilise les contours segmentés comme *a priori* de position et permet de quantifier le mouvement longitudinal de façon plus robuste.

2 Méthode

La méthode que nous proposons requiert une initialisation manuelle pour pallier les erreurs dues aux traitements complètement automatisés, mais demeure indépendante de l'utilisateur. Tout d'abord, les bords haut, bas, gauche et droite de la partie de l'image à considérer doivent être positionnés. Cette étape permet, d'une part, de supprimer les bordures contenant des informations textuelles et, d'autre part, d'exclure le cas échéant une zone d'image de trop mauvaise qualité. Ensuite,

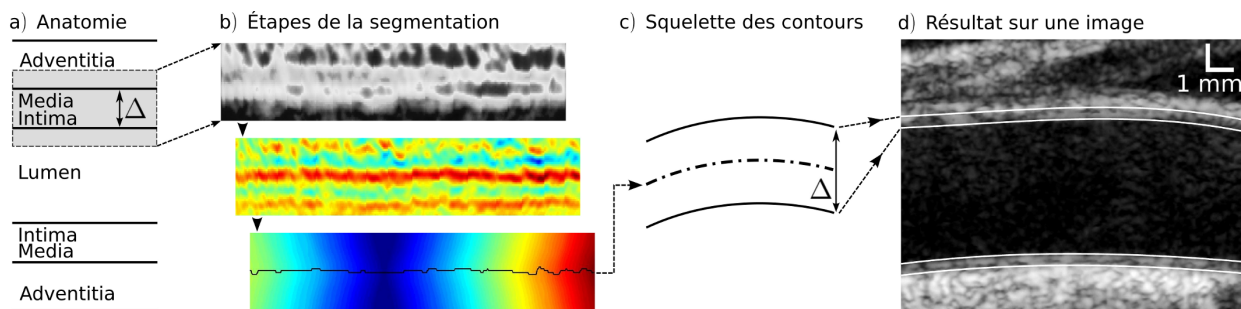


FIG. 1 – Schéma anatomique de la paroi artérielle et grandes étapes de la méthode : (a) structure des couches anatomiques et des interfaces acoustiques, avec la définition de l'épaisseur Δ du complexe, (b) déroulement du processus de segmentation avec de haut en bas : la région \mathbf{I}_{ROI} mise à plat, la sortie \mathbf{V} du filtre H , et le chemin optimal dans la carte des temps d'arrivée \mathbf{C} , (c) squelette lissé et contours du complexe intima-média, (d) résultat de la segmentation d'une image mode-B *in vivo*.

l'utilisateur doit indiquer la position approximative de chaque paroi, en plaçant trois points le long de la courbe des interfaces. Une région d'intérêt (ROI) longitudinale est alors automatiquement positionnée, englobant la totalité du complexe intima-média ainsi qu'une partie du lumen et de l'adventitia. La suite de la méthode CST est appliquée automatiquement et indépendamment sur les deux parois, proximale et distale, de l'artère (Figure 1.a), tout au long de la séquence temporelle. Sans perte de généralité, nous décrivons ici le déroulement de la méthode sur une paroi.

2.1 Segmentation

Nous nous situons dans le contexte d'un diagnostic précoce, où l'épaisseur de la paroi n'est pas encore modifiée et la valeur de l'IMT peut être considérée comme quasi-constante. Tenant compte de cet *a priori*, la méthode de segmentation proposée ici vise à extraire une unique courbe (squelette) qui permet de décrire la position des deux interfaces lumen-intima et média-adventitia (Figure 1.a). Leur écartement, noté Δ et correspondant à l'IMT, est estimé automatiquement dans la première image en calculant la distance moyenne entre les deux lignes de gradient maximal, et sera utilisé comme un *a priori* de forme mis à jour au long de la séquence. Les quatre étapes majeures du processus de segmentation sont les suivantes :

i. Transformation de mise à plat, de l'image vers la ROI : Le squelette des contours de l'image précédente est d'abord injecté dans l'image courante $\mathbf{I}(k)$. En prenant, colonne par colonne, N pixels au dessus et en dessous de la position du squelette sur toute la largeur de $\mathbf{I}(k)$, on construit une ROI rectangulaire $\mathbf{I}_{ROI}(k)$. On travaille désormais dans un espace où les interfaces à segmenter sont des lignes quasi-horizontales (Figure 1.b - haut).

ii. Filtrage adapté : Nous proposons ici un nouvel opérateur de convolution H dédié à la segmentation du complexe intima-média, basé sur un modèle géométrique de l'artère et considérant la structure caractéristique du motif en doubles lignes rapprochées. Ce filtre H prend en compte simultanément l'attache aux données (*i.e.* la transition entre des zones de différentes

échogénicités correspond à des régions avec de fortes valeurs de gradient des niveaux de gris) et la contrainte de forme (*i.e.* deux contours espacés d'une distance Δ). On construit donc le filtre unidirectionnel vertical H comme suit :

$$H = G'_\sigma * \mathcal{M}_\Delta, \quad (1)$$

avec G'_σ la dérivée d'une gaussienne d'écart-type σ , et \mathcal{M}_Δ une paire de diracs espacés de Δ . La sortie \mathbf{V} du filtre est obtenue par convolution de $\mathbf{I}_{ROI}(k)$ avec le filtre H (Figure 1.b - milieu). Cette étape est réalisée 5 fois sur chaque image, en faisant varier l'écartement de \mathcal{M}_{Δ^i} , $\Delta^i \in \{\Delta - 2, \dots, \Delta + 2\}$, afin de s'ajuster aux variations spatiales et temporelles de l'IMT [18]. On récupère les 5 sorties \mathbf{V}_{Δ^i} du filtre.

iii. Programmation dynamique : À partir du germe g , qui correspond au milieu du plus long segment de crête continu dans \mathbf{V}_{Δ^i} , une carte des temps d'arrivée \mathbf{C} est construite à l'aide d'un algorithme de propagation de fronts avec les vitesses définies par \mathbf{V}_{Δ^i} , et en pénalisant les écarts par rapport à l'horizontale. On considère en chaque endroit les 5 sorties \mathbf{V}_{Δ^i} , et celle présentant la plus grande vitesse est utilisée, la valeur locale de Δ étant enregistrée. Pour déterminer le squelette (chemin correspondant au coût minimal), on trouve d'abord sur chaque bord (gauche et droit) de \mathbf{C} le point ayant le plus petit temps d'arrivée, puis on réalise une descente de gradient vers g (Figure 1.b - bas).

iv. Transformation inverse à la mise à plat, de la ROI vers l'image : Le contour optimal est réinjecté dans l'espace image par la transformation inverse ayant servi à construire la ROI. Le squelette final est obtenu par une approximation polynomiale de degré 2, afin de représenter une courbe lisse et continue. La position du contour des deux interfaces du complexe intima-média est directement obtenue à partir de la position du squelette lissé et des valeurs locales de Δ (Figure 1.c).

2.2 Estimation de la trajectoire 2D

D'abord, le déplacement radial entre deux images successives $\mathbf{I}_{ROI}(k-1)$ et $\mathbf{I}_{ROI}(k)$ est obtenu à partir du résultat de la segmentation, en calculant sur toute la largeur de l'image

la différence de position du squelette. La valeur médiane de l'ensemble des contributions permet de définir la composante radiale du déplacement de la paroi.

Ensuite, le déplacement longitudinal est obtenu par une méthode originale basée sur le BMST [17], conçue pour répondre au problème d'ouverture inhérent aux images traitées. Notre approche considère l'espace de ROI mis à plat, et prévoit un guidage par *a priori* de position avec les contours des interfaces lumen-intima estimés précédemment. Dans le double objectif de ne pas dépendre de l'estimation locale liée à un unique point et d'éviter la dérive des blocs de recherche au cours du temps causée par la décorrélation du speckle, un ensemble de K blocs est positionné automatiquement à intervalles réguliers le long des interfaces lumen-intima de $\mathbf{I}_{ROI}(k-1)$. Les fenêtres de recherche correspondantes sont placées grâce aux contours des interfaces lumen-intima de $\mathbf{I}_{ROI}(k)$. Le déplacement de chaque bloc de recherche de $\mathbf{I}_{ROI}(k-1)$ vers $\mathbf{I}_{ROI}(k)$ est estimé en calculant le maximum de ressemblance dans la fenêtre de recherche correspondante, par le critère de la somme des différences au carré normalisée. La valeur médiane de l'ensemble des contributions permet de définir la composante longitudinale du déplacement de la paroi.

3 Résultats

La méthode présentée a été appliquée sur 10 séquences US mode-B de carotides, acquises par un médecin à l'hôpital Louis Pradel de Lyon dans le cadre d'un protocole clinique. L'absence de plaques d'athérome a été vérifiée. Un échographe médical (Siemens Antares) a été utilisé pour cette étude, avec une sonde linéaire de fréquence centrale 8 MHz, une dimension de pixels de $30 \times 30 \mu\text{m}^2$, et une cadence de 26 images/s. Les séquences avaient une durée de 2 à 3 cycles cardiaques en moyenne, soit environ 70 images par séquence. La hauteur de la ROI a été de 1 mm, la gaussienne G_σ de longueur 11 pixels et d'écart-type 0.4, le nombre K de blocs de recherche utilisés a été égal à 16, chacun d'une dimension de $1.6 \times 0.2 \text{ mm}^2$ leur conférant une forme allongée pour mieux suivre le déplacement longitudinal.

L'interface lumen-intima des deux parois a été tracée manuellement par un expert dans la première image de chaque séquence pour constituer une référence. L'erreur moyenne de la segmentation de ces images statiques avec la méthode CST a été de $60 \pm 30 \mu\text{m}$ et $30 \pm 20 \mu\text{m}$ pour la paroi proximale et distale, respectivement. La Figure 1.d montre le résultat de segmentation sur une image.

Afin d'évaluer la précision du suivi de mouvement malgré l'absence de la vérité terrain inhérente à l'imagerie mode-B, nous proposons une méthode de construction d'une trajectoire de référence, appliquée à chacune des 10 séquences. Pour ce faire, trois points repérables ont d'abord été positionnés sur chaque paroi, respectivement dans la partie gauche, centrale et droite de l'image. La trajectoire de ces points a ensuite été suivie manuellement par deux opérateurs expérimentés, un opérateur

TAB. 1 – Dispersion moyenne des deux méthodes par rapport à la trajectoire de référence sur 10 séquences.

		BMST (μm)	CST (μm)
Proximal	Radial	55 ± 47	27 ± 14
	Longitudinal	122 ± 65	65 ± 39
Distal	Radial	30 ± 10	21 ± 9
	Longitudinal	113 ± 74	66 ± 65

ayant réalisé deux suivis espacés dans le temps. Ces suivis ont donc donné lieu à 9 trajectoires manuelles par paroi. Après avoir calculé la trajectoire moyenne résultante, les 2 trajectoires les plus éloignées selon la distance de Hausdorff ont été éliminées pour accroître la robustesse de la méthode, et la trajectoire finale de référence a été obtenue en recalculant la moyenne des 7 trajectoires les plus cohérentes.

La trajectoire de ces trois mêmes points a ensuite été également estimée par un algorithme classique de BMST. Le Tableau 1 présente la dispersion moyenne, en termes de la distance de Hausdorff, des trajectoires estimées avec les méthodes BMST et CST, par rapport aux trajectoires de référence. Les résultats montrent que l'erreur obtenue avec notre méthode CST est systématiquement inférieure.

La Figure 2 présente un exemple de résultat de l'estimation du mouvement 2D sur un sujet sain. La dispersion de la composante longitudinale par rapport à la trajectoire de référence est plus importante que celle de la composante radiale, car l'estimation du mouvement longitudinal est plus difficile. Les tissus sont relativement homogènes le long de l'artère, ce qui entraîne l'homogénéité de la texture de l'image dans cette direction, alors que dans la direction perpendiculaire à la paroi on a un contraste dû aux interfaces acoustiques. Ceci se traduit par le problème d'ouverture, classique en estimation du mouvement.

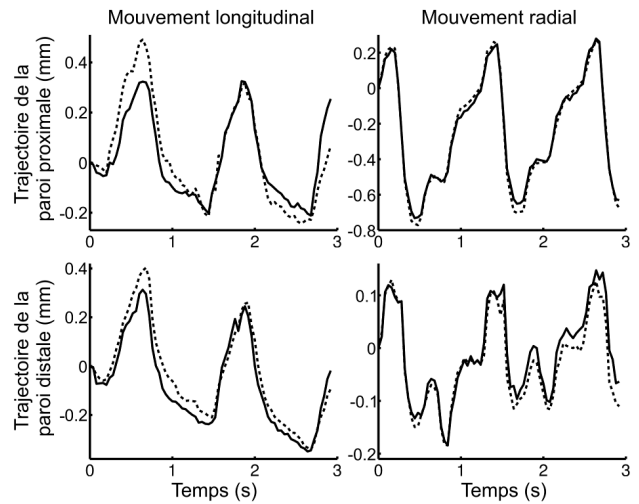


FIG. 2 – Estimation de la trajectoire 2D des parois carotidiennes d'une séquence avec la méthode CST (traits pleins), en comparaison avec la trajectoire de référence (pointillés).

4 Conclusion

Nous avons proposé une nouvelle méthode de segmentation des interfaces de la paroi carotidienne, basée sur la conception d'un filtre adapté, dans un espace où la paroi suit approximativement une ligne horizontale. Un unique squelette est extrait par une approche de programmation dynamique, et permet d'estimer la position des deux interfaces du complexe intima-média, ainsi que le déplacement radial de la paroi. Le déplacement longitudinal est estimé de manière robuste par une approche de BMST guidée par une contrainte de position. La précision de la méthode a été évaluée, et l'écart moyen des trajectoires 2D globales de la paroi artérielle estimées par la méthode CST est systématiquement inférieur à celui obtenu par une approche BMST classique. La quantification des paramètres dynamiques extraits de la trajectoire peut permettre une aide au diagnostic et la détection précoce du risque cardiovasculaire. Ces résultats seront approfondis dans une future étude clinique.

Références

- [1] Laurent S, Boutouyrie P, Asmar R, Gautier I, Laloux B, Guize L, Ducimetiere P, Benetos A. *Aortic stiffness is an independent predictor of all-cause and cardiovascular mortality in hypertensive patients* Hypertension, vol. 37, no. 5, pp. 1236–1241, 2001.
- [2] Okimoto H, Ishigaki Y, Koiwa Y, Hinokio Y, Ogihara T, Suzuki S, Katagiri H, Ohkubo T, Hasegawa H, Kanai H, Oka Y. *A novel method for evaluating human carotid artery elasticity : Possible detection of early stage atherosclerosis in subjects with type 2 diabetes*. Atherosclerosis, vol. 196, no. 1, pp. 391–397, 2008.
- [3] Zahnd G, Boussel L, Marion A, Durand M, Moulin P, Sérusclat A, Vray D. *Measurement of two-dimensional movement parameters of the carotid artery wall for early detection of arteriosclerosis : a preliminary clinical study*. Ultrasound Med. Biol., *in press*, 2011.
- [4] Cheng D, Schmidt-Trucksäss A, Cheng K, Burkhardt H. *Using snakes to detect the intimal and adventitial layers of the common carotid artery wall in sonographic images* Comput. Methods Programs Biomed., vol. 67, no. 1, pp. 27–37, 2002.
- [5] Loizou CP, Pattichis CS, Pantziaris M, Tyllis T, Nicolaidis A. *Snakes based segmentation of the common carotid artery intima media*. Med. Biol. Eng. Comput., vol. 45, no. 1, pp. 35–49, 2007.
- [6] Rocha R, Campilho A, Silva J, Azevedo E, Santos R. *Segmentation of the carotid intima-media region in B-mode ultrasound images*. Image Vis. Comput., vol. 28, no. 4, pp. 614–625, 2010.
- [7] Liang Q, Wendelhag I, Wikstrand J, Gustavsson T. *A multiscale dynamic programming procedure for boundary detection in ultrasonic artery images*. IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 19, no. 2, pp. 127–142, 2000.
- [8] Cheng D.C, Jiang X. *Detections of Arterial Wall in Sonographic Artery Images Using Dual Dynamic Programming*. IEEE Trans. Info. Tech. in Biomed., vol. 12, no. 6, pp. 792–799, 2008.
- [9] Lee Y.B, Choi Y.J, Kim M.H. *Boundary detection in carotid ultrasound images using dynamic programming and a directional Haar-like filter*. Comput. Biol. Med., vol. 40, no. 8, pp. 687–697, 2010.
- [10] Delsanto S, Molinari F, Giustetto P, Liboni W, Badalamenti S, Suri J.S. *Characterization of a completely user-independent algorithm for carotid artery segmentation in 2-D ultrasound images*. IEEE Trans. Instrum. Meas., vol. 56, no. 4, pp. 1265–1274, 2007.
- [11] Golemati S, Stoitsis J, Sifakis E.G, Balkizas T, Nikita K.S. *Using the Hough transform to segment ultrasound images of longitudinal and transverse sections of the carotid artery*. Ultrasound Med. Biol., vol. 33, no. 12, pp. 1918–1932, 2007.
- [12] Destrempe F, Meunier J, Giroux M.F, Soulez G, Cloutier G. *Segmentation in ultrasonic B-mode images of healthy carotid arteries using mixtures of Nakagami distributions and stochastic optimization*. IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 28, no. 2, pp. 215–229, 2009.
- [13] Faïta F, Gemignani V, Bianchini E, Giannarelli C, Ghiadoni L, Demi M. *Real-time measurement system for evaluation of the carotid intima-media thickness with a robust edge operator*. J. Ultras. Med., vol. 27, no. 9, pp. 1353–1361, 2008.
- [14] Rossi A.C, Brands P.J, Hoeks A.P.G. *Automatic Localization of Intimal and Adventitial Carotid Artery Layers with Noninvasive Ultrasound : A Novel Algorithm Providing Scan Quality Control*. Ultrasound Med. Biol., vol. 36, no. 3, pp. 467–479, 2010.
- [15] Golemati S, Sassano A, Lever M.J, Bharath A.A, Dhanjil S, Nicolaidis A.N. *Carotid artery wall motion estimated from B-mode ultrasound using region tracking and block matching*. Ultrasound Med. Biol., vol. 29, no. 3, pp. 387–399, 2003.
- [16] Cinthio M, Ahlgren Å.R, Jansson T, Eriksson A, Persson H.W, Lindström K. *Evaluation of an ultrasonic echo-tracking method for measurements of arterial wall movements in two dimensions*. IEEE Trans. Ultra. Ferr. Freq. Control, vol. 52, no. 8, pp. 1300–1311, 2005.
- [17] Zahnd G, Marion A, Sérusclat A, Moulin P, Durand M, Boussel L, Vray D. *A new user-independent in vivo method for 2D motion estimation of the carotid wall by ultrasound imaging for early detection of pathological behavior*. Proc. IEEE Ultrason. Symp., *in press*, 2010.
- [18] Selzer R.H, Mack W.J, Lee P.L, Kwong-Fu H, Hodis H.N. *Improved common carotid elasticity and intima-media thickness measurements from computer analysis of sequential ultrasound frames*. Atherosclerosis, vol. 154, no. 1, pp. 185–193, 2001.