HAL
open science

Estimation de paramètres mécaniques de la paroi carotidienne par imagerie ultrasonore in vivo pour la détection précoce de comportements pathologiques

Guillaume Zahnd, Adrien Marion, André Sérusclat, Marion Durand, Loic Boussel, Didier Vray

To cite this version:

Guillaume Zahnd, Adrien Marion, André Sérusclat, Marion Durand, Loic Boussel, et al.. Estimation de paramètres mécaniques de la paroi carotidienne par imagerie ultrasonore in vivo pour la détection précoce de comportements pathologiques. 10ème Congrès Français d'Acoustique, Apr 2010, Lyon, France. hal-00538345

HAL Id: hal-00538345

https://hal.science/hal-00538345v1

Submitted on 22 Nov 2010

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

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

10ème Congrès Français d'Acoustique

Lyon, 12-16 Avril 2010

Estimation des paramètres mécaniques de la paroi carotidienne par imagerie ultrasonore *in vivo* pour la détection précoce de comportements pathologiques

Guillaume Zahnd[1], Adrien Marion[1], André Sérusclat[2], Marion Durand[2], Loïc Boussel[2], Didier Vray[1]

[1] Université de Lyon ; CREATIS ; CNRS UMR5220 ; INSERM U630, INSA-Lyon ; Université Lyon 1
[2] Hôpital Cardio-Thoracique et Vasculaire Louis Pradel de Lyon
guillaume.zahnd@creatis.insa-lyon.fr

La rigidité de la paroi artérielle est un facteur de risque de mortalité cardiovasculaire. L'élasticité du vaisseau est caractérisée par l'analyse de son mouvement au cours du cycle cardiaque. Nous réalisons ici l'étude du mouvement bidimensionnel de la carotide dans le but de discriminer un comportement pathologique d'un comportement sain. Pour cela, nous réalisons avec un échographe médical l'acquisition de séquences d'images de la carotide pour un individu sain et un patient diabétique. La comparaison montre effectivement que l'artère pathologique est moins élastique que l'artère saine. La rigidité du comportement pathologique par rapport au cas sain se traduit par une amplitude réduite du mouvement radial (respectivement 6% et 12% du diamètre), par un mouvement longitudinal d'amplitude plus faible (respectivement 30% et 154% du déplacement radial), et par l'absence de cisaillement entre le complexe intima-media et la couche adventice.

1 Introduction

Les maladies cardiovasculaires, notamment l'athérosclérose, provoquent un tiers des décès dans les pays industrialisés et représentent la première cause de mortalité, selon une étude récente de l'Organisation Mondiale de la Santé en 2004 [1]. Le diagnostic précoce pour un traitement préventif de ces pathologies est donc un enjeu important. Il a été montré [2, 3] que la rigidité de l'artère est un facteur de risque de mortalité cardiovasculaire. De plus, des études récentes [4] ont permis de mettre en évidence le comportement mécanique complexe de l'artère selon un mouvement bidimensionnel cyclique. La quantification des paramètres élastiques de l'artère au cours du cycle cardiaque pourrait permettre de diagnostiquer précocement la présence d'une pathologie. Notre travail se base sur l'utilisation de l'imagerie ultrasonore, qui est une technique non invasive, temps-réel et peu coûteuse, appliquée à l'étude du mouvement pulsatile de la carotide. Cette artère constitue un choix judicieux puisque cette région est prioritairement affectée par l'athérosclérose, et parce qu'elle est également très facilement accessible avec une sonde ultrasonore de par sa faible profondeur.

L'artère carotide, qui transporte le sang du cœur au cerveau, est composée de trois couches concentriques axées autour de la lumière artérielle (Figure 1). La couche fibreuse externe *adventice* connecte le vaisseau aux tissus environnants, la couche musculaire intermédiaire *média* contribue à l'élasticité de la paroi, et la couche interne *intima* est au contact direct du sang. Du fait de la très faible épaisseur de la couche *intima*, on considère généralement le *complexe intima-média (IM)* dans son ensemble. Le *lumen* fait référence à la lumière artérielle où circule le sang. Son diamètre est compris entre 0.6 et 1 cm. On notera *paroi distale* la région la plus profonde et la plus éloignée de la sonde ultrasonore, par opposition à la *paroi proximale*. D'une manière générale, la carotide se situe à une profondeur de 2 centimètres sous la peau.

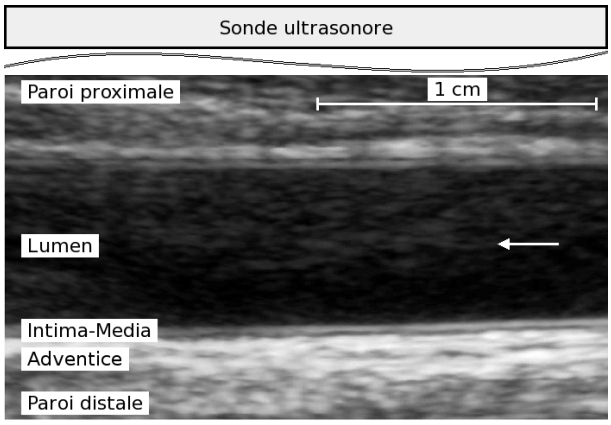

Figure 1. Coupe longitudinale de la carotide commune. Le sang circule dans le sens de la flèche.

La plaque d'athérome est une manifestation de l'athérosclérose, et se développe sur un vaisseau sanguin ayant perdu de son élasticité. La plaque évolue de manière chronique pour former sur l'intima un dépôt de lipides recouvert d'une couche fibreuse. A un stade avancé de vulnérabilité, la plaque peut se rompre, ce qui provoque le contact du sang avec le dépôt de lipides et entraine une thrombose pouvant boucher l'artère et provoquer un accident vasculaire cardiaque ou cérébral [5]. Dans cette situation avancée, la plaque se caractérise par une épaisseur du complexe intima-média supérieure à soit 1.5 millimètres, soit 50% de l'épaisseur du voisinage [6]. La plaque est alors nettement visible sur les images ultrasonores de l'artère, et peut nécessiter une opération chirurgicale comme la pose de prothèses endovasculaires [7].

L'étude du flux sanguin par échographie Doppler [8] est une approche qui permet de détecter d'éventuelles turbulences dans le lumen pouvant être causées par la modification locale de la structure de la paroi. Cependant, l'hémodynamique ne permet que le diagnostic d'une plaque mature, et n'autorise pas la détection précoce de la pathologie.

Différents travaux s'attachent à détecter les manifestations précoces d'une pathologie vasculaire en considérant les propriétés mécaniques des artères avant que les changements anatomiques ne deviennent perceptibles. Le mouvement radial de la paroi est désormais un phénomène bien connu. L'éjection systolique génère une onde de pouls qui se propage le long de l'artère grâce à un effet de dilatation-contraction radial du diamètre. La réflexion de cette onde sur des bifurcations ou des parois courbes entraine une onde réfléchie qui interfère avec l'onde incidente. La vitesse de propagation (*Pulse Wave Velocity*, *PWV*) est proportionnelle au module élastique et augmente dans les artères rigides atteintes d'une pathologie. L'étude de la PWV et de la figure d'interférence, réalisée par Doppler couleur [9] ou par contour actif [10], permet l'extraction de paramètres caractéristiques comme le temps de montée systolique, et offre une information utile au diagnostic. Par ailleurs, les échographes modernes ont récemment permis de mettre en évidence que le complexe intima-média est soumis à un mouvement longitudinal d'une amplitude importante causé par la viscosité du sang. Des travaux ont permis de quantifier le mouvement bidimensionnel de la paroi (approximativement 1 cm dans les deux directions) en utilisant des techniques de block matching sur des images ultrasonores mode-B [11] ou de différence de phase des signaux radiofréquences (RF) [12]. De plus, il a été montré [4] que la trajectoire bidimensionnelle de la paroi artérielle est cyclique et bien reproductible. Enfin, certaines études [13] se sont attachées à caractériser la force de cisaillement (*Wall Shear Stress, WSS*) exercée par le déplacement longitudinal du complexe intima-média sur la couche adventice.

Dans cette étude, nous proposons une étude préliminaire de faisabilité visant à permettre de discriminer un comportement pathologique de la carotide. Notre travail a pour optique d'exploiter la structure et le comportement singulier de la carotide au cours du cycle cardiaque pour en caractériser les propriétés élastiques et en extraire conjointement des paramètres mécaniques quantitatifs. La méthode décrite ici se base sur une stratégie de block matching originale, appliqué à des séquences d'images ultrasonores mode-B. L'approche que nous avons développée est orientée vers une application clinique préventive et sur un grand nombre de patients.

2 Matériel et méthode

2.1 Matériel

Les séquences d'images sont acquises par un médecin avec un échographe médical Siemens Antares. La fréquence centrale de la sonde est de 8 MHz. La fréquence d'acquisition est de 27 images par seconde. Les patients sont au repos, allongés sur le dos, et en apnée. La zone focale est placée sur la paroi distale de la carotide. Aucun pré-traitement n'est effectué sur les images. La durée de l'acquisition est suffisamment longue pour permettre de visualiser correctement un cycle cardiaque. Nous avons constitué une base de données comprenant 10 séquences de carotides saines de volontaires en bonne santé, et 10 séquences de carotides pathologiques de patients diabétiques.

2.2 Extraction des paramètres caractéristiques

Dans le cadre de ce travail, nous avons utilisé des séquences d'images ultrasonores de coupes longitudinales de la carotide commune gauche. Nous proposons une approche simple, qui se veut indépendante des variabilités inter et intra-opérateurs. Nous partons du principe que le comportement global de l'artère est invariant longitudinalement dans l'image considérée. C'est pourquoi, pour caractériser le déplacement, nous estimons le mouvement en trois régions espacées longitudinalement sur l'image afin d'en effectuer la moyenne. Cela permet également de nous affranchir des erreurs pouvant être introduites par l'estimation locale d'un comportement incohérent, du fait des limitations qualitatives intrinsèques à l'imagerie ultrasonore.

Cette stratégie de placement des points (Figure 2) consiste à positionner trois séries *1*, *2* et *3* de blocs alignés radialement. Chaque série est constituée de trois blocs *A*, *B* et *C*, respectivement placés dans le complexe intima-média de la paroi proximale, le complexe intima-média de la paroi distale, et la couche adventice de la paroi distale. Dans ce papier, nous utiliserons les dénominations *X* et *Y* pour décrire respectivement les dimensions longitudinales et radiales, et les vecteurs multidimensionnels seront indiqués en caractères gras.

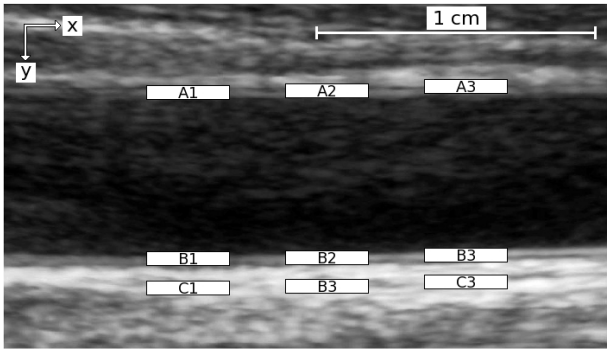

Figure 2. Position initiale des blocs sur la première image de la séquence, centrés sur les 3 séries de 3 points placés par l'utilisateur.

Dans l'optique de mettre en évidence les différences de comportement entre une carotide saine et une carotide pathologique, nous nous attachons à estimer quatre paramètres extraits du suivi des points étudiés.

- Y : la trajectoire radiale du complexe intima-média, respectivement de la paroi proximale (Y_A) et de la paroi distale (Y_B) ;
- X : la trajectoire longitudinale du complexe intima-média, respectivement de la paroi proximale (X_A) et de la paroi distale (X_B) ;
- D : le diamètre du lumen au cours du temps :

$$D(k) = \left| Y_A(k) - Y_B(k) \right| \; ; \qquad (1)$$

- α : l'angle de cisaillement sur la paroi distale entre le complexe intima-média *B* et la couche adventice *C* au cours du temps.

L'expression du calcul de l'angle de cisaillement α entre le complexe intima-média et la couche adventice est identique à la méthode proposée dans [14].

$$\alpha(k)_{B/C} = \arctan\left\{\frac{\left(X_B(k)-X_B(k_0)\right)-\left(X_C(k)-X_C(k_0)\right)}{\left|Y_B(k)-Y_C(k)\right|}\right\}, \quad (2)$$

avec X *la trajectoire longitudinale,* Y *la trajectoire radiale,* k *l'indice dans la séquence,* k_0 *l'instant correspondant à la fin de la diastole.*

2.3 Particularités

Morphologie de l'artère carotide : les images de coupe longitudinale présentent une structure particulière en couches relativement rectilignes et horizontales (Figure 1). De plus, en considérant l'intima-media ainsi que l'adventice, il a été constaté que le déplacement bidimensionnel est similaire pour tous les points au sein d'une même couche mais nettement différent entre deux couches adjacentes. Cela a motivé notre choix d'adapter la dimension des blocs en utilisant une forme rectangle allongée dans la direction axiale de l'artère pour caractériser plus précisément le déplacement d'une unique couche. Un compromis a dû également être trouvé quant à la dimension des blocs : un bloc de trop petite taille est trop sensible à la décorrélation du speckle, alors qu'un bloc de trop grande taille est trop peu sensible au mouvement des tissus, ce qui entraine dans les deux cas des estimations de déplacement incohérentes.

Interpolation : des travaux ont permis de montrer [4] que le mouvement du complexe intima-media présente une trajectoire bidimensionnelle d'amplitude approximative 1 mm. Les images ultrasonores acquises avec un échographe classique offrent une résolution spatiale de l'ordre de 0.03 mm² par pixel. Il apparaît que dans ce cas de figure, la trajectoire d'un point a une amplitude limitée à 30 pixels. Nous avons ainsi décidé de sur-échantillonner les images par interpolation bilinéaire pour obtenir meilleure description de la trajectoire avec une précision subpixélique. Cependant, afin de maintenir un temps de calcul acceptable, nous procédons en deux temps. Une première estimation grossière de la position d'un bloc dans l'image suivante est réalisée sans interpolation dans une grande fenêtre de recherche. Ensuite, une seconde estimation fine est effectuée avec interpolation, dans une fenêtre de 1 pixel, à partir de la position du résultat de la recherche préliminaire.

Modèle déformable multi-blocs : l'emploi conjugué de plusieurs blocs de recherche autour d'un modèle déformable augmente la robustesse du block matching [15, 16]. Dans ce travail, nous utilisons un modèle composé de cinq blocs partiellement recouverts alignés longitudinalement (Figure 3). Le bloc du milieu est centré sur le point que l'on s'attache à suivre, et les deux blocs périphériques de part et d'autre représentent l'attache aux données, c'est-à-dire à une structure en ligne horizontale. La position du bloc central est corrigée à chaque itération par moyennage avec celle des blocs périphériques. L'utilisation de cinq blocs connectés entre eux par une force d'alignement présente plus de robustesse, de flexibilité et de précision qu'un unique bloc de dimension supérieure.

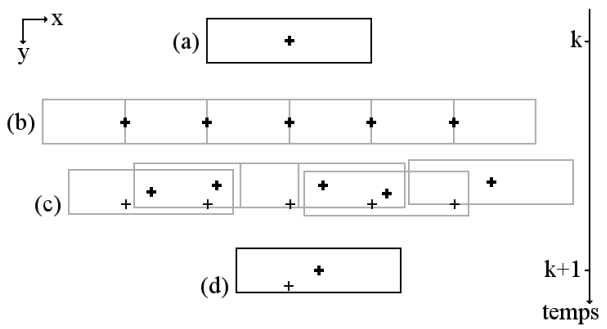

Figure 3. Modèle déformable multi-blocs. D'abord, un bloc est positionné autour du point initial (a). Puis, cinq sous-blocs sont générés pour former une structure linéaire (b). Ensuite, la nouvelle position dans l'image suivante de chaque sous bloc est estimée (c). Enfin, la nouvelle position du point initial est obtenue par moyennage de l'ensemble des sous blocs (d).

2.4 Algorithme du block matching

Le principe du block matching (mise en correspondance de blocs, également appelé *speckle tracking*) est de rechercher une région dans une image à partir de la région de référence choisie dans une image précédente. La prospection s'effectue pour tous les blocs à l'intérieur d'une fenêtre de recherche. Le critère de similarité entre le bloc de référence et le bloc candidat est calculé dans notre étude par la somme des différences absolues (SDA), qui cumule l'écart de valeur entre chaque paire de pixels correspondants. Le bloc candidat dont la SDA est maximale est alors considéré comme la nouvelle position du bloc de référence dans l'image suivante.

En nous basant sur ce principe, nous avons développé un algorithme de block matching original qui s'adapte au type spécifique de données et permet le suivi simultané de plusieurs régions.

Données d'entrée :

Une séquence temporelle **seq**=[$\mathbf{img}_1$, $\mathbf{img}_2$, …, $\mathbf{img}_s$] de *s* images bidimensionnelles $\mathbf{img}_k$.

1. Initialisation

- Sélectionner sur la première image $\mathbf{img}_1$ un ensemble **P**(1) de *p* points à suivre au long de la séquence.

$\mathbf{P}(1)=[\mathbf{P}_1(1),\ \mathbf{P}_2(1),\ \ldots,\ \mathbf{P}_p(1)]$

avec $\mathbf{P}_i(1)=[P_{ix}(1), P_{iy}(1)]$

- Définir la taille du noyau des blocs

ker=[kerx, kery]

- Définir la taille de la fenêtre de recherche

win=[winx, winy]

- Définir le facteur d'interpolation

int=[intx, inty]

2. Pour k allant de 1 à s*, exécuter les étapes 3 à 7*

3. Pour i allant de 1 à p*, exécuter les étapes 4 à 7*

4. Génération des cinq sous-points autour du point $\mathbf{P}_i(k)$ (Figure 3)

$$\begin{aligned}
\mathbf{SP}_{i1}(k) &= \mathbf{P}_i(k) - [kerx,\ 0] \\
\mathbf{SP}_{i2}(k) &= \mathbf{P}_i(k) - [kerx/2,\ 0] \\
\mathbf{SP}_{i3}(k) &= \mathbf{P}_i(k) \\
\mathbf{SP}_{i4}(k) &= \mathbf{P}_i(k) + [kerx/2,\ 0] \\
\mathbf{SP}_{i5}(k) &= \mathbf{P}_i(k) + [kerx,\ 0]
\end{aligned} \tag{3}$$

5. Pour chaque sous-point $\mathbf{SP}_{ij}(k)$*, effectuer la recherche préliminaire par block matching*

$$\mathbf{SP}_{ij}(k+1) = BM[\mathbf{SP}_{ij}(k)] \tag{4}$$

- *Centre du bloc de référence dans* $\mathbf{img}_k$ *:* $\mathbf{SP}_{ij}(k)$
- *Dimensions du bloc de référence :* **ker**
- *Centre de la fenêtre de recherche dans* $\mathbf{img}_{k+1}$ *:* $\mathbf{SP}_{ij}(k)$
- *Dimensions de la fenêtre de recherche :* **win**
- *Facteur d'interpolation :* [1 1]
- *Critère de similarité :* SDA

6. Pour chaque sous-point $\mathbf{SP}_{ij}(k+1)$*, effectuer la recherche résiduelle par block matching*

$$\mathbf{SP}_{ij}(k+1) = BM[\mathbf{SP}_{ij}(k+1)] \tag{5}$$

- *Centre du bloc de référence dans* $\mathbf{img}_k$ *:* $\mathbf{SP}_{ij}(k)$
- *Dimensions du bloc de référence :* **ker**
- *Centre de la fenêtre de recherche dans* $\mathbf{img}_{k+1}$ *:* $\mathbf{SP}_{ij}(k+1)$
- *Dimensions de la fenêtre de recherche :* [1 1]
- *Facteur d'interpolation :* **int**
- *Critère de similarité :* SDA

7. Estimation de $\mathbf{P}_i(k+1)$

$$\mathbf{P}_i(k+1) = \frac{1}{5}\sum_{j=1}^{5}\mathbf{SP}_{ij}(k+1) \tag{6}$$

Données de sortie :

La trajectoire **P** correspondant aux coordonnées $\mathbf{P}_i(k)$ de tous les points sélectionnés au long de la séquence.

3 Résultats

Les paramètres de l'algorithme de block matching décrit dans la partie II.B sont les suivants :
- *Bloc de référence* **ker** *: 1.2x0.37 mm²*
- *Fenêtre de recherche* **win** *: 0.49x0.49 mm²*
- *Facteur d'interpolation* **int** *: 6x6*

Les 9 points sont placés par l'utilisateur comme indiqué sur la figure 2. Les séries *1*, *2* et *3* sont espacées longitudinalement de 5 mm. Les couples de points *B* et *C* sont espacés radialement de 1 mm. Les données sont traitées en différé sur un ordinateur de travail avec le logiciel Matlab. Pour obtenir le comportement global de l'artère, les trois séries sont moyennées. Les résultats comparés ici correspondent à un volontaire sain et à un patient diabétique, et sont représentatifs de notre étude réalisée sur 20 patients. Nous proposons ici des séquences d'une durée proche de 2 secondes (58 images) afin de visualiser correctement un cycle cardiaque. Le temps de calcul est approximativement de 4 minutes par séquence sur un ordinateur portable de travail avec un processeur double cœur de 2.53 GHz et 4 Go de mémoire vive.

Les résultats de l'étude sont présentés ci-après. La figure 4 montre la trajectoire radiale *Y* du complexe intima-media et la figure 5 montre la trajectoire longitudinale *X* du complexe intima-media. La figure 6 montre la variation du diamètre *D*. La figure 7 montre l'angle de cisaillement *α* entre le complexe intima-média et la couche adventice.
D'une manière générale, on constate que les deux individus n'ont pas le même rythme cardiaque. La pulsation est respectivement de 58 et 62 battements par minute pour le volontaire et le patient. On remarque également que le diamètre du lumen est plus large pour le patient que pour le volontaire (Figure 6). Il apparait en outre que dans le cas de la carotide saine, le mouvement propre de l'artère est soumis à une translation globale causé par la pulsation de la veine jugulaire. Ce mouvement additionnel a pour effet de modifier le déplacement estimé des parois par rapport au référentiel de l'image, mais n'altère pas le mouvement absolu des l'artère elle-même. La comparaison entre la carotide saine et la carotide pathologique des paramètres décrits dans la partie II.A permet de faire les remarques suivantes :

• L'amplitude ΔX et ΔY du déplacement du complexe intima-média est fortement réduite pour la carotide pathologique par comparaison avec l'amplitude de la carotide saine :

$$\frac{\Delta Y_{pathologique}}{\Delta Y_{sain}} = 50\% \text{ (Figures 4 et 6) ;} \tag{7}$$

$$\frac{\Delta X_{pathologique}}{\Delta X_{sain}} = 8\% \text{ (Figure 5).} \tag{8}$$

• L'estimation du mouvement radial *Y* de la carotide saine permet de retrouver l'allure caractéristique de deux gaussiennes superposées [10] (Figures 4 et 6), qui témoignent de la présence de l'onde de pouls. En revanche, pour la carotide pathologique, un seul pic est visible. Par ailleurs, le rapport Δ*Y*/*D* entre l'amplitude du déplacement radial et le diamètre du vaisseau est de 12% pour la carotide saine et de 6% pour la carotide pathologique. Dans les deux cas de figure, on constate un retour à l'état initial qui témoigne du comportement reproductible.

• Le mouvement longitudinal *X* du complexe intima-média oscille avec la même période et une amplitude similaire au mouvement radial dans le cas de la carotide saine, et on observe un retour périodique à l'état initial qui témoigne du comportement reproductible. Par contre, le mouvement longitudinal de la carotide pathologique a une amplitude nettement réduite et apériodique (Figure 5). Le rapport Δ*Y*/Δ*X* entre l'amplitude du déplacement radial et celle du déplacement longitudinal est de 154% pour de la carotide saine et de 29% pour la carotide pathologique.

• La carotide saine présente un angle de cisaillement *α* d'une amplitude de 4 radians (23 degrés) entre la couche adventice qui reste relativement statique et le complexe intima-média qui subit un déplacement longitudinal causé par la viscosité du sang. Ce cisaillement périodique est quasiment nul dans le cas de la carotide pathologique (Figure 7).

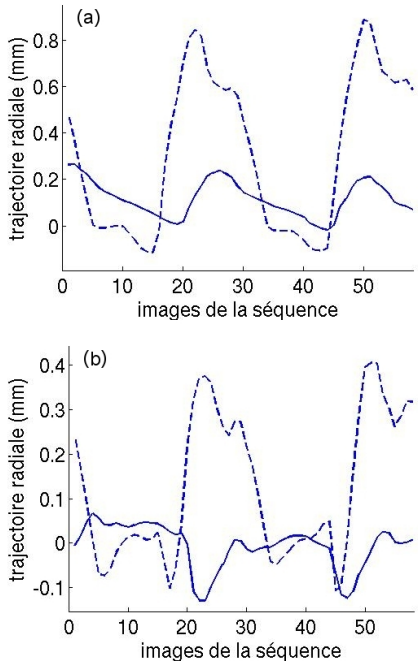

Figure 4. Trajectoire radiale du complexe intima-média de la (a) paroi proximale Y_A et (b) paroi distale Y_B pour la carotide pathologique (trait plein) et la carotide saine (pointillés).

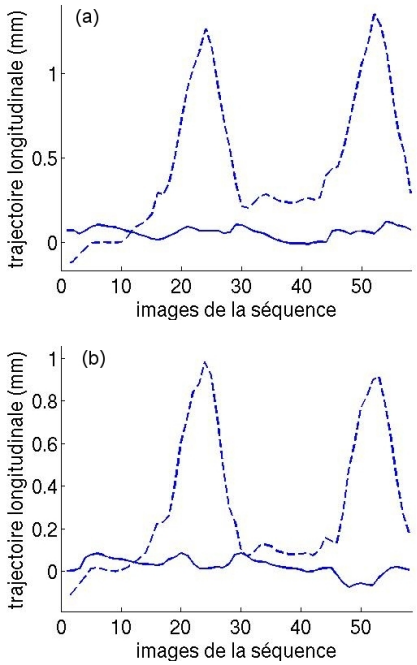

Figure 5. Trajectoire longitudinale du complexe intima-média de la (a) paroi proximale X_A et (b) paroi distale X_B pour la carotide pathologique (trait plein) et la carotide saine (pointillés).

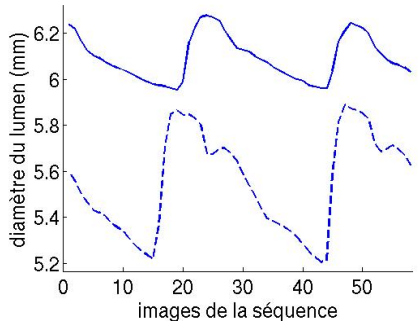

Figure 6. Diamètre D du lumen de la carotide pathologique (trait plein) et de la carotide saine (pointillés).

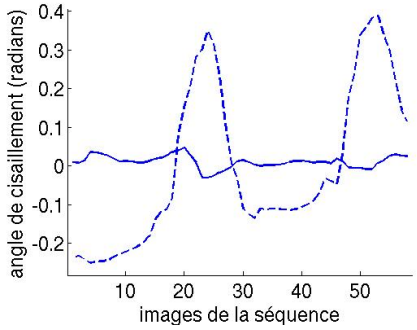

Figure 7. Angle de cisaillement α entre le complexe intima-média et la couche adventice de la paroi distale pour la carotide pathologique (trait plein) et la carotide saine (pointillés).

4 Conclusion

Le comportement de la carotide pendant le cycle cardiaque présente plusieurs phénomènes particuliers. La perte d'élasticité de la paroi, facteur de risque de pathologies cardiovasculaires comme l'athérosclérose, altère le mouvement pulsatile de l'artère. Nous avons montré dans cette étude préliminaire que l'analyse du déplacement bidimensionnel de la carotide par la méthode du block matching peut permettre de discriminer une artère saine élastique d'une artère pathologique rigide, et constitue une aide au diagnostic.

Plusieurs difficultés interviennent lors de l'estimation de la trajectoire des points considérés par la méthode du block matching. D'une part les tissus subissent des déformations non rigides et peuvent également sortir du plan de l'image. D'autre part, l'imagerie ultrasonore n'offre qu'une faible résolution spatiale ainsi qu'un faible rapport signal à bruit, et souffre du problème inhérent à l'échographie de la décorélation du speckle [15].

L'estimation du mouvement longitudinal de la paroi est rendue encore plus difficile du fait de la faible résolution spatiale et de la faible variation de la structure de l'artère dans cette direction. Afin de réduire

l'erreur d'estimation de mouvement sur une séquence donnée d'images échographiques, nous envisageons de poursuivre nos travaux en couplant les méthodes du block matching avec la segmentation et la programmation dynamique [17, 18].

Références

[1] http://www.who.int/fr

[2] Laurent S., Boutouyrie P., Asmar R., Gautier I., Laloux X., Guize L., Ducimetière P., Benetos A., "Aortic stiffness is an independent predictor of all-cause and cardiovascular mortality in hypertensive patients", Hyper-tension, vol. 37, pp. 1236 -1241, 2001.

[3] Shokawa T., Imazu M., Yamamoto H., Toyofuku M., Tasaki N., Okimoto T., Yamane K., Kohno N., "Pulse wave velocity predicts cardiovascular mortality: findings from the Hawaii-Los Angeles-Hiroshima study", vol. 69, pp. 259-264, 2005.

[4] Cinthio M., Ahlgren A.R, JanssonT., Eriksson A., Persson H.W., Lindstrom K., "Evaluation of an ultrasonic echo-tracking method for measurements of arterial wall movements in two dimensions", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 52, no. 8, 2005.

[5] Schaar J.A., Muller J.E., Falk E., Virmani R., Fuster V., Serruys P.W., Colombo A., Stefanadis C., Ward Casscells S., Moreno P.R., Maseri A., Van Der Steen A.F., "Terminology for high-risk and vulnerable coronary artery plaques", European Heart Journal, vol. 25, pp. 1077-1082, 2004.

[6] Aminbakhsh A., Mancini G.B., "Carotid intima-media thickness measurements: what defines an abnormality?", A systematic review, Clin. Invest. Med., vol. 22, pp. 149-157, 1999.

[7] Diethrich E.B., Ndiaye M., Reid D.B., "Stenting in the Carotid Artery: Initial Experience in 110 Patients", Journal of Endovascular Surgery, vol. 3, no. 1, pp. 42-62, 1996.

[8] Swillens A., Løvstakken, L., Kips J., Torp H., Segers P., "Ultrasound Simulation of Complex Flow Velocity Fields Based on Computational Fluid Dynamics", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 56, no. 3, pp. 546-556, 2009.

[9] Niki K., Sugawara M., Chang D., Harada A., Okada T., Sakai R., Uchida K., Tanaka R., Mumford C.E. "A new noninvasive measurement system for wave intensity: evaluation of carotid arterial wave intensity and reproducibility", Heart Vessels, vol. 17, pp. 12-21, 2002.

[10] Neumann T., Hansen C., Tait P., Ermert H., "A Novel Approach to Assess the Stiffness of Vessels by Means of Pulse Wave Analysis in Transcutaneous Ultrasound", IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 577-580, 2007.

[11][Golemati-03] Golemati S., Sassano A., Lever M.J., Bharath A.A., Dhanjil S., Nicolaides A.N., "Carotid artery wall motion estimated from B-mode ultrasound using region tracking and block matching", Ultrasound in Med. & Biol., vol. 29, no. 3, pp. 387-399, 2003.

[12] Hasegawa H., Kanai H., "Phase-sensitive lateral motion estimator for measurement of artery-wall displacement - phantom study", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 56, no. 11, pp. 2450-2462, 2009.

[13] Idzenga T., Hansen H.H.G., Lopata R.G.P., de Korte C.L., "Non-invasive Assessment of Shear Strain in the Carotid Arterial Wall Based on Ultrasound Radiofrequency Data", IEEE Ultrasonics Symposium, 2009, in press.

[14] Cinthio M., Ahlgren A.R., Bergkvist J., Jansson T., Persson H.W., Lindstrom K., "Longitudinal movements and resulting shear strain of the arterial wall", Am Journal of Physiol Heart Circ Physiol, vol. 291, pp. H394–H402, 2006.

[15] Yeung F., Levinson S. F., Dongshan F., Parker K. J., "Feature-adaptive motion tracking of ultrasound image sequences using a deformable mesh", IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 17, no. 6, pp. 945-956, 1998.

[16] Basarab A., Liebgott H., Morestin F., Lyshchik A., Higashi T., Asato R., Delachartre P., "A method for vector displacement estimation with ultrasound imaging and its application for thyroid nodular disease", Medical Image Analysis, vol. 12, no. 3, pp. 259-274, 2008.

[17] Pelle G., Belamari M. Y., "Microcomputer-based system for automatic analysis of M-mode echocardiograms", Journal of biomedical engineering, vol. 15, no. 4, pp. 274-278 1993.

[18] Liang Q., Wendelhag I., Wikstrand J., Gustavsson T., "A Multiscale Dynamic Programming Procedure for Boundary Detection in Ultrasonic Artery Images", IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 9, no. 2, pp. 127-142, 2000.