

Localisation, détection et mesure d'un anévrisme aortique.

CHRISTOPHE PORTEFAIX¹, NICOLE VINCENT²

¹CHU Reims, Hôpital Maison Blanche, Service de Radiologie
45 rue Cognacq-Jay, 51092 Reims Cedex, France

²CRIP5, Equipe SIP – Université de Paris 5, 45 rue des Saints-Pères, 75270 Paris Cedex 06

1 cportefaix@chu-reims.fr

2 nicole.vincent@math-info.univ-paris5.fr

Résumé - La détection automatique d'un anévrisme aortique peut apporter au médecin une aide considérable pour le diagnostic médical. Nous avons ainsi développé une nouvelle méthode de localisation automatique de l'aorte abdominale sur des images scanner. Puis, avec un algorithme utilisant une croissance de région 3D, nous déterminons les contours de l'aorte. Ensuite, une méthode originale de détection d'anévrisme a été mise en place afin d'en déterminer les contours. Enfin, les différentes mesures de l'anévrisme sont réalisées après détection de la meilleure ellipse caractérisant l'anévrisme.

Abstract - Automatic detection of aneurysm give to the physician a considerable help for medical diagnosis. We have developed a new automatic localization's method of the abdominal aorta from computed tomography (CT) images. Then, with a 3D region growing algorithm, we determine aorta borders. An original method of detection of aneurysm was developed in order to determine borders of them. Finally, various aneurysm measures are carried out after detection of the best ellipse which characterizes aneurysm.

1 Introduction

L'anévrisme de l'aorte abdominale (AAA), dont les étiologies sont multiples, représente une dilatation segmentaire de l'aorte elle-même, secondaire à des altérations structurales de la paroi aortique, et avec une perte du parallélisme des bords du vaisseau. L'évolution naturelle de l'anévrisme se fait vers l'augmentation inéluctable de son calibre avec, à terme, un risque de rupture. Cependant, la vitesse d'évolution d'un anévrisme est relativement imprévisible, et variable d'un patient à un autre d'où l'importance d'un diagnostic précis sur l'état et l'évolution de l'anévrisme. La taille maximale de l'anévrisme est le meilleur indicateur de rupture et le suivi des patients est primordial quand on sait que la rupture de l'AAA entraîne un taux de mortalité avoisinant les 100%.

L'objectif principal de ce travail consiste donc à aider le praticien en chirurgie vasculaire à effectuer un diagnostic précis d'anévrisme de l'aorte abdominale d'une manière totalement automatique. Ainsi, utilisant directement les images enregistrées par le scanner au format DICOM, notre méthode permet de localiser automatiquement l'aorte, de détecter sur l'ensemble des coupes la présence d'un anévrisme et de le mesurer. Les paramètres utiles au diagnostic, tels que les différents diamètres, sont ainsi extraits automatiquement des images et fournis au praticien.

2 Présentation de la méthode de détection et de mesure d'un anévrisme aortique

Différentes approches existent dans la littérature pour segmenter les vaisseaux et plus particulièrement les contours d'anévrismes aortiques. Cela va de la

segmentation par histogramme [20],[11] aux contours actifs 2D [3] ou 3D [4] en passant par la technique des "Level-Set" [6],[9] ou d'autres modèles non paramétriques [7]. Cependant, même si ces différentes techniques obtiennent de bons résultats, notamment pour segmenter la lumière du vaisseau, un minimum d'interactions de l'utilisateur est requis. En effet, toutes ces approches nécessitent la sélection préalable de la région d'intérêt, soit en dessinant un premier contour [3], soit en cliquant dans la lumière du vaisseau [7],[9],[11] voire même en indiquant les coupes où l'anévrisme est présent [10]. De plus, la plupart des techniques dépendent de l'aptitude à fixer les seuils et du choix du premier point ou contour.

Notre objectif étant d'aider le praticien à effectuer un diagnostic, notre méthode est entièrement automatique et ne nécessite aucune intervention de sa part. En effet, notre approche est fondée sur une croissance de région dont le germe initial est automatiquement localisé à l'intérieur de l'aorte. Afin de palier les problèmes rencontrés avec une croissance de région standard 2D, nous utilisons une croissance de région 3D avec un critère d'homogénéité utilisant des moments d'ordre k d'un voisinage 3D et une recherche des voisins en spirale. De plus, la présence de l'anévrisme est détectée automatiquement sur les images puis modélisée sous forme d'une ellipse afin d'en extraire les paramètres utiles au praticien pour effectuer son diagnostic. Avec notre approche, une fois l'examen scanner réalisé, et sans intervention du praticien, nous informons le médecin du plus grand diamètre de l'anévrisme ainsi que des diamètres antéropostérieur et latéral permettant ainsi

d'évaluer rapidement l'état ainsi que l'évolution de l'anévrisme en pré ou post-opératoire.

Notre approche comporte différentes étapes représentées de manière synthétique sur la Figure 1. La première consiste à localiser de manière automatique l'aorte sur la première image. Ensuite, une fois le germe de la croissance de région choisi, un parcours coupe par coupe est effectué avec détection des contours de la zone circulante de l'aorte. Ensuite, l'anévrisme est recherché au voisinage de la lumière du vaisseau sur chaque coupe.

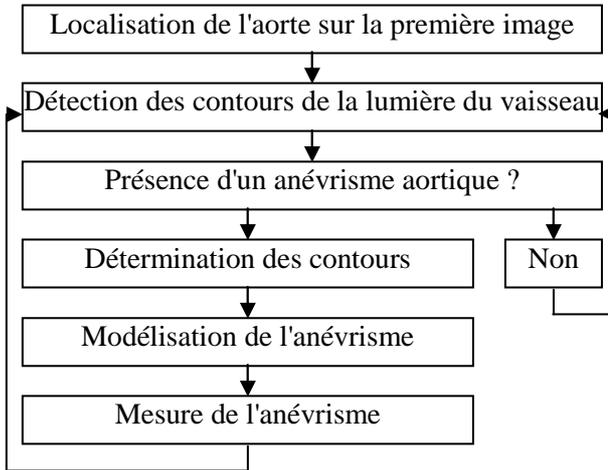


Figure 1: Etapes de la détection et de la mesure de l'anévrisme.

3 Localisation de l'aorte

L'élaboration d'une méthode capable de localiser l'aorte sur la première image de l'examen constitue le point de départ de la détection automatique d'un anévrisme. L'idée générale de la méthode repose sur le fait que l'aorte est un vaisseau sanguin plus ou moins circulaire et qu'il est présent sur l'ensemble des coupes. Ainsi, après un premier seuillage exploitant l'échelle de Hounsfield et une érosion binaire [2],[8] utilisant comme opérateur morphologique un disque (Figure 3), un étiquetage en 4-connexité  des formes restantes est réalisé [2]. Ensuite, la méthode exploite le fait que l'aorte est une région circulaire ou elliptique qui peut évoluer dans sa forme mais qui reste présente sur l'ensemble des coupes contrairement à d'autres régions qui peuvent disparaître lors de l'exploration des coupes (Figure 2). Une fois exclues toutes les régions qui ne sont pas présentes sur l'ensemble des coupes précédentes et celles dont le facteur de circularité ou compacité (Equation 1) est insuffisant [2][12].

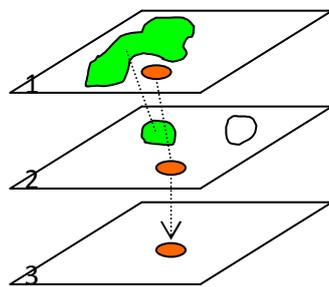


Figure 2 : Etiquetage et suivi des régions

$$Compacité = \frac{4 \cdot \pi \cdot Aire(région)}{Périmètre(région)^2} \quad (1)$$

Il ne reste plus que des régions plus ou moins circulaires dont le nombre diminue au fur et à mesure

que l'on parcourt les coupes. Les images résultantes sont superposées les unes sur les autres dans une image appelée "accumulateur". Lors de la superposition, les images résultantes ont plus ou moins d'importance en fonction de la distance avec la coupe initiale. La Figure 3 montre le résultat de la localisation automatique de l'aorte. L'étude des régions sur une quinzaine de coupe est suffisante pour localiser l'aorte. Il suffit de calculer le barycentre de la région ayant eu le plus de votes dans l'accumulateur pour obtenir un germe localisé dans l'aorte. L'accumulateur améliore la robustesse de la méthode notamment pour discriminer l'aorte lorsqu'elle touche la vertèbre et devient ainsi une région non compacte.

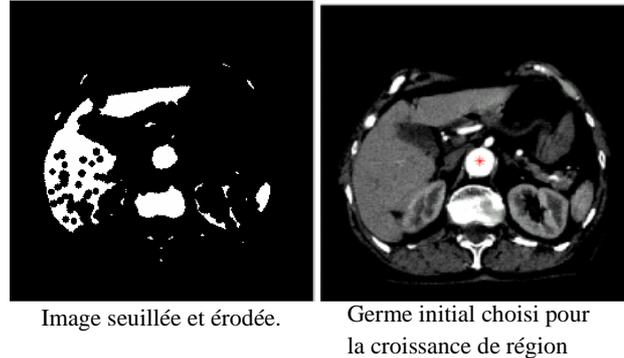


Figure 3 : Image après seuillage et érosion à gauche permettant la localisation et le choix du germe initial.

4 Croissance de région

Une fois le germe établi, une croissance de région 3D est utilisée avec une exploration coupe par coupe sur l'ensemble de ses 17 voxels voisins (propagation unidirectionnelle en 3D). Chaque candidat utilise une information 3D relative à son voisinage propre (voisinage 5x5x3 pondéré en fonction de la distance réelle par rapport au centre du voisinage).

Pour chaque voxel candidat, un vecteur caractéristique utilisant les moments d'espace centré d'ordre k (Equation 2) est calculé afin d'être comparé au vecteur caractéristique de la région constamment remis à jour à chaque inclusion.

$$m_0 = \frac{1}{P} \sum_x \sum_y \sum_z p_{xyz} \cdot X(x, y, z) \quad (2)$$

$$m_k = \frac{1}{P} \sum_x \sum_y \sum_z (p_{xyz} \cdot X(x, y, z) - m_0)^k$$

avec

m_0 : Moment d'espace du premier ordre ou moyenne

m_k représente le moment d'espace centré d'ordre k .

X : Matrice des valeurs Hounsfield du voisinage 5x5x3

p_{xyz} : poids affecté à chaque point du volume en fonction de sa distance au centre

p : somme des pondérations des pixels du voisinage (Equation 3).

Ec : l'épaisseur d'une coupe

Dc : la distance entre les coupes

Dp_x, Dp_y : la distance entre les pixels en x et en y.

$$p_{xyz} = \frac{\frac{1}{2} \cdot (Dp_x + Dp_y)}{\sqrt{((x-x_0) \cdot Dp_x)^2 + ((y-y_0) \cdot Dp_y)^2 + ((z-z_0) \cdot (Ec + Dc))^2}} \quad (3)$$

La croissance de région s'arrête lorsque tous les voisins ont été testés et ne correspondent plus au critère d'acceptation (Equation 4). La Figure 4 représente les contours obtenus lors de la segmentation de la lumière du vaisseau pour une section d'aorte sans anévrisme et pour une autre avec anévrisme. Afin de pouvoir visualiser sur une même image l'information 3D de la coupe courante, la coupe précédente et la coupe suivante, nous avons utilisé les composantes rouges, vertes et bleues (codage couleur RVB).

$$\text{Critère} = \frac{1}{k+1} \sum_{i=0}^k \frac{\left| |V_{\text{région}}(i)| - |V_{\text{candidat}}(i)| \right|}{\left| |V_{\text{région}}(i)| + |V_{\text{candidat}}(i)| \right|} \quad (4)$$

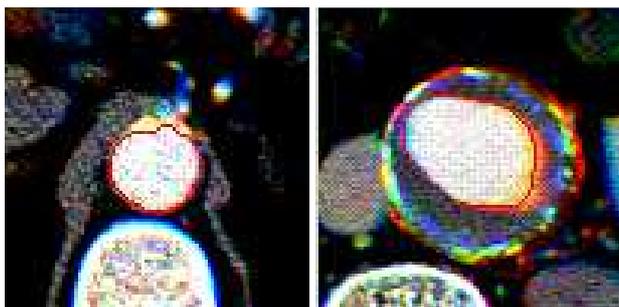


Figure 4 : Détermination des contours de la lumière du vaisseau.

5 Exploration des alentours avec détection de l'anévrisme

L'étape suivante consiste à explorer les environs de l'aorte afin de déterminer s'il y a un anévrisme. Pour ce faire, le contour de la lumière du vaisseau obtenu précédemment est dilaté de façon à s'éloigner de la partie circulante. Ensuite, chaque voxel du contour est considéré successivement comme un germe afin de connaître celui qui agrège le maximum de voxel du contour. L'exemple de la Figure 5 nous montre, tout d'abord (en jaune), le contour entourant le vaisseau. La seconde image nous montre la classe contenant le plus de voxels (représentant ici 62% du nombre de voxels du contour). Afin de déterminer s'il y a anévrisme, nous regardons la valeur moyenne des niveaux de gris en unité Hounsfield (UH) de l'ensemble des classes. Si cette valeur moyenne est négative, nous considérons que la ligne entourant le vaisseau traverse majoritairement de l'eau ou de la graisse (la graisse a une valeur UH négative). Dans ce cas, il n'y a pas d'anévrisme. Par contre, nous avons estimé, après de nombreux tests, qu'il pouvait y avoir un anévrisme si la valeur moyenne en UH des niveaux de gris du voisinage du germe de la classe ayant le plus de pixels est supérieure à la valeur de Hounsfield pour un vaisseau circulant et si elle occupe plus de 30% du contour de la lumière du vaisseau.

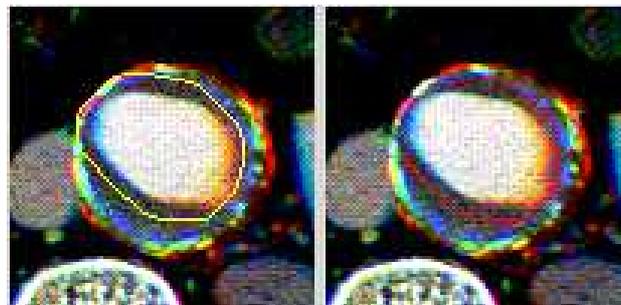


Figure 5 : Etude du voisinage de la lumière du vaisseau

Dans ce cas, nous relancerons une croissance de région identique à celle que nous venons de décrire avec, comme germe, les environs du vaisseau afin d'en déterminer les contours (Figure 6). La croissance de région en 3D permet, à partir d'une coupe 2D où l'on a détecté un anévrisme, de retrouver l'anévrisme dans son intégralité sur l'ensemble des coupes.



Figure 6 : Résultat de la croissance de région à partir de la classe maximum

6 Mesure de l'anévrisme avec extraction de paramètres

L'étude ne portant que sur des "vrais" anévrismes avec une dilatation segmentaire de l'aorte, il a été défini en accord avec les chirurgiens que l'anévrisme pouvait être modélisé avec une ellipse afin d'être caractérisé plus facilement. En effet, les "faux" anévrismes constitués d'une poche anévrismale et dont la paroi externe ne contient aucun élément constitutif d'une paroi aortique ne rentrent pas dans le protocole des opérations prises en charge au CHU.

L'originalité de cette partie consiste donc à considérer le vaisseau (lumière du vaisseau + caillot) comme une ellipse. Les paramètres de l'ellipse (les coordonnées du centre, la longueur des deux demi-axes) nous permettront ainsi de calculer le diamètre antéropostérieur et latéral ainsi que le plus grand diamètre (la longueur du grand axe de l'ellipse). La méthode utilisée est celle de Fitzgibbon [5] qui permet, avec une méthode de moindres carrés, de trouver un ensemble de paramètres qui minimise une mesure de distance entre des points donnés et une conique du type $F(x,y) = ax^2 + bxy + cy^2 + dx + ey + f = 0$. De plus, il démontre la possibilité d'utiliser une contrainte spécifique aux ellipses ($4ac - b^2 = 1$) permettant de réduire le champ d'action.

De plus, Bennet [1] nous donne une correspondance entre ces paramètres et les paramètres de l'ellipse (les coordonnées du centre, la longueur des demi-axes et l'orientation du grand axe). Cette méthode présente un réel avantage car, en une seule passe, il est possible d'obtenir les paramètres de la meilleure ellipse passant par les pixels du contour global ainsi que les paramètres diagnostiques utilisés par les praticiens.

Pour l'ellipse de la Figure 7, nous obtenons en une seule passe les paramètres du Tab 1.

Tab 1 : Paramètres de l'ellipse correspondant à l'anévrisme

	Anévrisme
Coordonnées du centre	$x_0 = 52.4794$ $y_0 = 53.7866$
Longueur des demi-axes (en pixels)	$\rho_1 = 32.4321$ $\rho_2 = 31.1581$
Orientation (en degré)	$\phi = -4.9533$

Ainsi, pour l'anévrisme précédent (Figure 7), le plus grand diamètre est égal à 54.4758 mm, le diamètre antéropostérieur égal à 52.9101 mm et le diamètre latéral égal à 51.2304 mm.

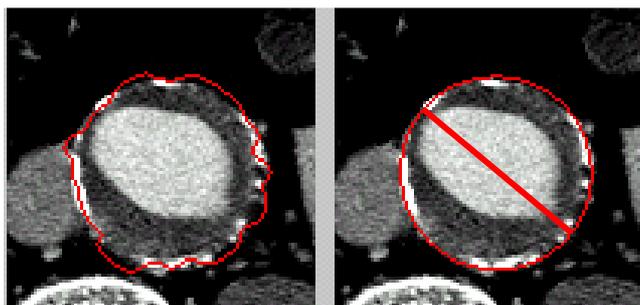


Figure 7 : Modélisation de l'anévrisme avec une ellipse avec représentation du plus grand diamètre de l'ellipse

7 Conclusion

Toutes les techniques mises en œuvre durant ce travail ont permis l'élaboration d'une méthode automatique de détection de l'aorte puis, dans le cas d'un anévrisme, de la détection de l'anévrisme avec extraction du contour. De plus, une mesure de l'anévrisme est effectuée après détection de la meilleure ellipse correspondant à la paroi aortique. Notre approche permet ainsi, sans intervention du praticien, d'extraire les paramètres importants pour un diagnostic médical d'anévrisme de l'aorte abdominale.

La même démarche a été réalisée sur un ensemble de 9 patients pré et post-opératoire et les premiers résultats obtenus sont très encourageant. De plus, la détection et la mesure de l'anévrisme est entièrement automatisée alors que la littérature fait toujours état d'une interaction obligatoire entre le programme et le praticien. Désormais, une validation clinique semble nécessaire afin d'évaluer les résultats sur un nombre plus important de patients.

Références

- [1] N. Bennett, R. Burrige et N. Saito. "A Method to detect and Characterize Ellipses Using the Hough Transform". In *IEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, vol 21, n°7, pp. 652-657, 1999.
- [2] J.P. Cocquerez et S. Philipp. *Analyse d'images : filtrage et segmentation*. Paris: Masson, 457p., 1995
- [3] M. de Bruijne, B. van Ginneken, M.A. Viergever, et W.J. Niessen, "Interactive segmentation of abdominal aortic aneurysms in CTA images", In *Medical Image Analysis*, 8(2), p. 127-138, 2004.
- [4] M. de Bruijne, B. van Ginneken, M.A. Viergever, et W.J. Niessen, "Adapting active shape models for 3D segmentation of tubular structures in medical images", In *Information Processing in Medical Imaging*, vol. 2732, pp. 136-147, Springer, 2003.
- [5] A. Fitzgibbon, P. Maurizio et R. B. Fisher. "Direct Least Square Fitting of Ellipses". In *IEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, vol 21, n°5, pp. 476-480, 1999.
- [6] D. Magee, A. Bulpitt et E. Berry, "Combining 3D Deformable Models and Level Set Methods for the Segmentation of Abnormal Aortic Aneurysms" In *Proc. British Machine Vision Conference*, September 2001
- [7] S. D. Olabarriaga, M. Breeuwer, W.J. Niessen, "Segmentation of Abdominal Aortic Aneurysms with a Non-parametric Appearance Model". In *Computer Vision and Mathematical Methods in Medical and Biomedical Image Analysis*, Springer, vol. 3117, p. 257-268, 2004.
- [8] R.J. Schalkoff. *Digital Image Processing and Computer Vision*. USA : John Wiley & Sons., 489p., 1989.
- [9] M. Subasic, S. Loncaric, E. Sorantin, "3D image analysis of abdominal aortic aneurysm". In *SPIE Medical Imaging*, Vol.4684, p. 1681-1689, 2002.
- [10] R. C. Tam, C.G. Healey, B. Flak et P. Cahoon, "Volume rendering of abdominal aortic aneurysms". In *IEEE Visualization*, p. 43-50, 1997.
- [11] S. Wesarg et E. A. Firlé "Segmentation of vessels: the corkscrew algorithm". In *SPIE Medical Imaging*, Vol.5370, p. 1609-1620, 2004.
- [12] K. William *Digital Image Processing*. New York: John Wiley & Sons, Inc., pp.634, 1991.