

Segmentation de l'arborescence artérielle pulmonaire par blocs*

Raphaël Sebbe
FPMs/TCTS[†]

Bernard Gosselin
FPMs/TCTS

Emmanuel Coche
UCL[‡]

28 mars 2003

Résumé

Le but de ce travail est de proposer une méthode originale de segmentation des vaisseaux opacifiés obtenus à partir d'un CT scanner de type multidétecteurs. Cette méthode repose sur l'algorithme de *fast marching* avec gel des frontières pour avancer à l'intérieur du vaisseau, bloc par bloc. Des caractéristiques anatomiques, comme la section du vaisseau ou sa courbure, sont évaluées pour chacun de ces blocs. Celles-ci peuvent ensuite être utilisées pour modifier la vitesse de propagation du front de segmentation, combinant ainsi les données locales de l'images et autres caractéristiques anatomiques globales. Ces caractéristiques sont d'ailleurs disponibles en tant que sous-produits de la méthode, pouvant notamment servir au diagnostic des vaisseaux (variation brusque de la section, par exemple...).

1 Introduction

La segmentation de l'artère pulmonaire est complexe, principalement parce que les structures anatomiques ont une forme allongée et présentent des points de contact avec les veines pulmonaires. Le bruit d'acquisition peut également rendre la délimitation difficile.

Les méthodes à croissance de région se sont avérées plus performantes pour l'extraction de ces structures. Zahlten [1] a développé une technique de propagation d'onde qui reconstruit le graphe des branches des vaisseaux. Le principe est d'avancer de proche en proche à partir d'un point de départ, en se basant sur l'intensité (densité) de l'image. La présence de branche est détectée en analysant la connectivité du front d'onde. Bruins [2] a étendu cette méthode en considérant un front d'onde plus large (ce qu'il appelle les *double waves*), dans le but

de minimiser les détections abusives de branches dues aux surfaces irrégulières des vaisseaux.

Les méthodes de *level set* et *fast marching*, pour la simulation de l'évolution d'interfaces, ont été développées par Sethian et utilisées avec succès dans le contexte de la segmentation d'images [3]. Elles ont été étendues notamment par Deschamps [4] pour prendre en compte le cas particulier des structures allongées.

Dans notre méthode, nous proposons d'utiliser un front d'onde à largeur variable en considérant le concept de *bloc* de voxels, proches au sens du temps d'arrivée calculé par l'algorithme de *fast marching*. Ces blocs peuvent alors servir au calcul de caractéristiques macroscopiques comme la section des vaisseaux, leur direction et leur courbure, qui peuvent à leur tour influencer la vitesse de propagation du front.

2 Principe

La méthode démarre à partir d'un voxel (ou une surface) indiqué par le médecin (ou automatiquement fourni). La solution de l'équation eikonale (1) est alors calculée en trois dimensions par l'algorithme de *fast marching*.

$$|\nabla T(\bar{X})| F(\bar{X}) = 1 \quad (1)$$

avec $T(\bar{X}) = 0$ sur la surface indiquée.

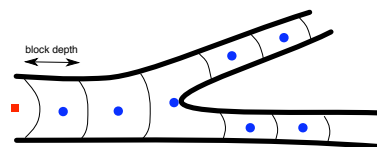


FIG. 1 – Le concept de *blocs*. Le voxel de départ est représenté par un carré rouge, et les centres de gravité successifs par des disques bleus

La solution $T(\bar{X})$ est le temps au bout duquel le front

*projet iMed, soutenu par la Région wallonne, Belgique, et les fonds sociaux européens

[†]Faculté Polytechnique de Mons, Laboratoire de Théorie des Circuits et Traitement du Signal

[‡]Université catholique de Louvain, Department of medical Imaging

initial atteint le point \bar{X} , étant donné la vitesse de propagation, $F(\bar{X})$ définie en chaque point \bar{X} .

Nous suspendons le calcul lorsque ce temps d'arrivée devient plus grand qu'un seuil donné T_{stop} :

$$T(\bar{X}) > T_{stop} \Rightarrow \text{suspension} \quad (2)$$

En imposant que la vitesse soit proche de l'unité à l'intérieur du vaisseau, et donc que la distance et le temps ont approximativement la même valeur (en faisant abstraction des unités), nous pouvons considérer que T_{stop} est la profondeur du bloc.

En choisissant une vitesse de propagation qui est suffisamment petite à l'extérieur du vaisseau, nous *gelons* le front actif (dénommés *trial* dans l'algorithme de *fast marching*[3]) en ne considérant plus les voxels pour lesquels le temps d'arrivée est supérieur à un second seuil, T_{bound} :

$$T(\bar{X}_t) > T_{bound} \Rightarrow \text{enlever } \bar{X}_t \text{ de l'ensemble des } trial \quad (3)$$

Nous continuons itérativement avec un seuil T_{stop} de la forme :

$$T_{stop} = T_k = k\Delta T_{bl} \quad (4)$$

ΔT_{bl} étant la profondeur du bloc. Nous définissons un *bloc* comme :

$$\mathcal{B}_k \triangleq \{\bar{X} \mid T_k \leq T(\bar{X}) < T_{k+1}\} \quad (5)$$

où un critère temporel sert à définir des zones spatiales.

Des caractéristiques peuvent alors être extraites, comme le centre de gravité \bar{C}_k , représenté à la figure 1, la section S_k , la direction entre bloc D_k and la courbure du vaisseau, κ_k . Ces caractéristiques peuvent à leur tour intervenir dans le processus au travers de la vitesse de propagation du front $F(\bar{X})$ pour, par exemple, accélérer le parcours à l'extérieur d'un vaisseau qui tourne afin que le front reste orthogonal à celui-ci.

$$\bar{C}_k = \frac{1}{N_k} \sum_{\bar{X}_i \in \mathcal{B}_k} \bar{X}_i \quad \bar{D}_k = \bar{C}_{k+1} - \bar{C}_k \quad (6)$$

$$S_k = \frac{N_k}{T_{k+1} - T_k} \quad \kappa_k = |\bar{D}_k - \bar{D}_{k-1}| \quad (7)$$

N_k étant le nombre de voxels appartenant au bloc \mathcal{B}_k .

Les branches sont détectées en analysant la connectivité des blocs.

3 Choix de la vitesse de propagation

La vitesse de propagation, comme expliqué plus haut, doit être proche de l'unité à l'intérieur du vaisseau et

proche de zéro à l'extérieur. De plus, l'algorithme de *fast marching* impose que la vitesse soit strictement positive. Pour une densité de voxel $I(\bar{X})$, la vitesse correspondante vaut :

$$F = \epsilon, \quad I(\bar{X}) < I_{th} \quad (8)$$

$$= I(\bar{X}) \quad \text{sinon} \quad (9)$$

Le seuil I_{th} peut être choisi automatiquement en analysant l'histogramme des densités et en utilisant une valeur juste inférieure au maximum local correspondant aux vaisseaux opacifiés.

La vitesse peut également être influencée par les caractéristiques des blocs.

4 Réalisation

Notre implémentation de la méthode a été réalisée en C et les outils de visualisation en C++ avec la bibliothèque de programmation VTK. Elle ne requiert donc qu'un PC standard muni toutefois d'un système d'affichage suffisamment performant. En considérant que les vaisseaux ne sont présents que dans 5% du volume des données, nous sommes parvenus à définir des structures de données qui allouent localement les ressources mémoire. Une grande quantité de mémoire est ainsi préservée, permettant ainsi de traiter des jeux de données encore plus grands sur des stations telles que celles disponibles dans de nombreux services de radiologie.

5 Détails de l'expérience

Nous avons testé cette méthode sur des images obtenues à partir de CT scanners de type multidétecteurs chez des patients admis pour suspicion d'embolie pulmonaire. Cette dernière génération de CT (CT MX8000 IDT) est capable d'acquérir 38 images/sec et de générer plus de 400 images pour ce type d'acquisition. Les examens CT ont été réalisés avec les paramètres suivants : collimation :16 x0.75 mm, intervalle de reconstruction :0.6 mm, pas d'hélice : 0.95, 120 Kv, 150 mAs, matrice : 512 x 512, 12 bits par voxel. 100 mL de produit de contraste non ionique ont été injectés à un débit de 4 mL/sec, délai variable par une veine du pli du coude afin d'opacifier l'arbre artériel pulmonaire. La figure 2 montre la segmentation résultante sur une tranche par codage de couleur, superposée à l'image originale. Les blocs successifs apparaissent en rouge, séparés les uns des autres par des lignes jaunes. Les frontières gelées sont peintes en bleu.

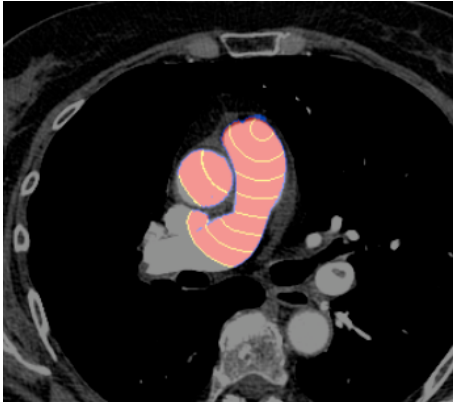


FIG. 2 – Résultat de la segmentation, la frontière de segmentation apparaît en bleu, celle entre blocs en jaune.

6 Discussion

Cette méthode montre des résultats encourageants. Elle est moins sensible aux frontières irrégulières des vaisseaux que les méthodes basées sur les fronts d'onde car un nombre plus important de voxels intervient dans le processus de détection des branches. Par ailleurs, elle apporte des informations anatomiques utiles qui peuvent être utilisées par le médecin dans l'élaboration d'un diagnostic.

Certains problèmes restent cependant ouverts. La segmentation échoue lorsque la résolution/le bruit d'acquisition tendent à mélanger des vaisseaux proches, bien que physiquement distincts. Ce problème ne peut être résolu qu'en prenant en considération les informations anatomiques, comme la continuité de la section, pour reconstruire les frontières manquantes. Nous sommes en train de travailler sur un tel procédé.

Ne perdant pas de vue que la méthode doit fonctionner avec des vaisseaux de tailles variées (la section des vaisseaux diminue en s'éloignant du coeur), il peut s'avérer utile de faire appel à des profondeurs de bloc variables.

Remerciements

L'algorithme de *fast marching* utilisé par cette méthode a été collaborativement développé par R. Sebbe, FPMs/TCTS¹ et E. Romero, UCL/TELE²

¹Faculté Polytechnique de Mons, Laboratoire de Théorie des Circuits et Traitement du Signal

²Université catholique de Louvain, Communications and Remote Sensing Laboratory

Références

- [1] C. Zahlten, H. Juergens, and H.-O. Peitgen. Reconstruction of branching blood vessels from ct-data. *Proceedings of the Eurographics Workshop on Visualization in Scientific Computing, Rostock*, pages 41–52, June 1994.
- [2] J. Bruijns. Fully-automatic branch labelling of voxel vessel structures. *Proceedings of VMV 2001, Stuttgart*, Nov. 2001.
- [3] J. A. Sethian. *Level Set Methods and Fast Marching Methods*. Cambridge University Press, 1999.
- [4] T. Deschamps and L. D. Cohen. Fast extraction of tubular and tree 3d surfaces with front propagation methods. In *16th IEEE International Conference on Pattern Recognition (ICPR'02)*, Quebec, Canada, Aug. 2002.