

Segmentation guidée en imagerie CT 3D : Application à l’arborescence artérielle pulmonaire

Raphaël SEBBE^{1,2}, Bernard GOSSELIN¹, Roger LÉDÉE², Emmanuel COCHE³, Benoît MACQ⁴

¹Faculté Polytechnique de Mons, TCTS, 1 Av. Copernic, 7000 Mons, Belgique

²Université d’Orléans, LESI, 12 rue de Blois BP 6744, 45067 Orléans, France

³Université catholique de Louvain, RDGN, Hôpital St-Luc, 10 Av. Hippocrate, 1200 Brussels, Belgique

⁴Université catholique de Louvain, TELE, 2 Place du Levant, 1348 Louvain-la-Neuve, Belgique

raphael.sebbe@tcts.fpms.ac.be

Résumé – Nous proposons une méthode originale de segmentation de l’arborescence artérielle pulmonaire à partir d’images CT 3D. Cette méthode combine une approche à croissance de région à un modèle de connaissance anatomique. La croissance de région est réalisée par l’algorithme de Fast Marching à partir d’un germe placé par le radiologue au départ de l’artère pulmonaire. Le vaisseau est alors découpé en tranches successives qui permettent notamment d’évaluer ses caractéristiques, telles que sa section et sa courbure. La méthode de croissance de région utilisée permet une intégration aisée d’un modèle de connaissance dont l’objectif est de solutionner le problème des contacts entre vaisseaux. Le modèle est une représentation des vaisseaux du thorax par courbes paramétriques 3D. L’information du modèle est utilisée pour modifier la vitesse de propagation du contour actif. Notons également que le modèle doit être réutilisé et est donc être recalé sur le CT de chaque patient.

Abstract – We propose a novel method, guided slice marching, to segment opacified vessels tree in 3D image sets (CT scans). The region growing method uses fast marching with freezing of boundaries to advance inside the vessel in 3D from a given seed. Large scale features, such as vessel section and curvature, are evaluated for each vessel slice. The formulation of this method, which is based on interface evolution theory, enables easy integration of an a priori model of knowledge of vessels topology to handle the case of touching vessels, where image-based method systematically fails. The a priori knowledge is expressed as parametric curves that model vessels centerline. That information is injected in the slice marching method through the speed of propagation, setting it to zero at missing vessels boundaries. The model is intended to be re-used across patients, and must therefore be registered with the image.

1 Introduction

L’embolie pulmonaire reste une maladie grave avec un pourcentage non négligeable de mortalité chez les patients non traités. Son diagnostic repose aujourd’hui sur différentes modalités. Une tendance est d’exploiter le scanner spiralé car il est moins invasif que l’angiographie et apporte une information différente que celle que propose la scintigraphie, même s’il a l’inconvénient d’être irradiant. L’examen consiste à injecter un produit de contraste au patient, par la veine du pli du coude, de manière à opacifier le flux sanguin. En réglant le temps et le taux d’injection, le radiologue arrive à faire de sorte que les embolies apparaissent comme des taches sombres à l’intérieur de la masse blanche de l’artère pulmonaire et de ses ramifications. L’objectif final est de fournir un outil informatique de détection automatique de ces caillots pour assister le radiologue. Etant donné la grande quantité d’informations à traiter (quelques centaines de coupes 2D de minimum 512x512 points par image), il est possible que des embolies dans des artères segmentaires ou sous segmentaires (après 2 niveaux de bifurcations) restent non détectées. Une méthode automatique pourrait dès lors attirer l’attention du radiologue sur les zones à risque. Mais, la segmentation de cet arbre pulmonaire est relativement complexe.

Ceci est principalement dû à la forme allongée des structures anatomiques, aux nombreux points de bifurcations et à la qualité des images 3D, présentant du bruit et autres artefacts. De plus, lié à cette qualité, se pose le problème au sens du traitement de l’image, des vaisseaux qui se touchent et donc de frontières virtuelles ou mal définies, en particulier, l’aorte et la veine cave présentent des contacts francs avec l’artère pulmonaire. Un processus de segmentation 3D sans apport de connaissance a priori a été mis en place et testé.

1.1 Etat de l’art

Une étude bibliographique récente [1] montre que les méthodes utilisées pour segmenter des structures tubulaires complexes (à plusieurs échelles) sont principalement de type ”croissance de région”. Nous proposons alors une méthode de segmentation 3D originale, baptisée Slice Marching [2], basée sur l’algorithme de Fast Marching [3] très souvent utilisée avec succès en imagerie médicale et étendue aux formes tubulaires par Deschamps et Cohen [4]. L’originalité de notre méthode est de mettre en œuvre un front d’onde à largeur variable en considérant le concept de tranches de vaisseau (groupe de voxels) liées au temps d’arrivée calculé par l’algorithme de fast marching. La

figure 1 illustre ce principe de tranches. Ce choix se justifie également au regard du grand nombre de données à traiter. Des structures de données ont pu être développées de manière à allouer de la mémoire que là où la méthode est active. De plus, des caractéristiques anatomiques telle que la section des vaisseaux ou leur courbure peuvent être exploitées soit d'un point de vue médical soit pour propager le front de propagation en modifiant sa vitesse par exemple. Notre approche solutionne également les problèmes de sur-bifurcation des méthodes de type Zahlten / Bruijns [5][6], trop sensibles aux irrégularités de surface des vaisseaux, dues au bruit d'acquisition et autres artefacts. Une autre approche permettant d'atteindre les mêmes objectifs a été proposée récemment par Masutani [7]. Leur méthode fait appel aux techniques de morphologie mathématique. Notre première approche a l'inconvénient de segmenter aussi les structures tubulaires autres que le réseau pulmonaire. Pour palier à ce problème, un modèle de connaissance de la topologie des vaisseaux est intégré à notre modèle de départ.

2 Description du Slice Marching

La méthode de Slice Marching a été présentée dans une publication précédente [2]; nous rappelons succinctement son principe.

2.1 Propagation du front d'onde

L'équation de propagation est l'équation eikonale (eq 1):

$$|\nabla T(\bar{X})| F(\bar{X}) = 1, \quad \text{avec } T(\bar{X}) = 0 \text{ sur le germe,} \quad (1)$$

$T(\bar{X})$ étant le temps d'arrivée du contour (surface en 3D) en chaque point (\bar{X}) de l'espace, étant donné sa position initiale et sa vitesse de propagation suivant sa normale, $F(\bar{X})$. Le contour initial, que nous dénommons germe, est le lieu des points où la valeur de T est imposée à 0. La solution $T(\bar{X})$ est calculée par l'algorithme de Fast Marching décrit par Sethian [3]. Le front d'onde pour un temps d'arrivée donné est la surface iso- T correspondante. Notons que le germe (un voxel unique) dans notre application est placé à l'intérieur de l'artère pulmonaire, à proximité du coeur.

2.2 Concept de *tranche de vaisseau*

En suspendant le calcul de la solution quand le temps d'arrivée $T(\bar{X})$ devient supérieur à un seuil donné $T_{tranche}$, et en utilisant une vitesse de propagation quasiment constante, proche de l'unité, à l'intérieur des vaisseaux, nous remarquons que l'ensemble des voxels atteints définissent une *tranche* dont l'épaisseur dépend du seuil $T_{tranche}$.

Nous choisissons la fonction de vitesse $F(\bar{X})$ comme pratiquement nulle à l'extérieur du vaisseau. Ceci permet de ralentir la progression du contour actif à la frontière des vaisseaux. Ceci est réalisé en pratique en se basant sur la luminance des voxels, puisque nous travaillons avec des vaisseaux opacifiés qui apparaissent clairs dans l'image. Cela ne suffit pas, car le contour continue d'avancer à cette frontière, et c'est la raison pour laquelle nous utilisons un

mécanisme de gel du contour, dans le même ordre d'idée que l'approche de Deschamps et Cohen [4]. Ceci est réalisé en supprimant du front actif, à chaque itération, les voxels dont le temps d'arrivée est supérieur à une valeur donnée, choisie arbitrairement. Le contour cesse donc de grandir sur le bord des vaisseaux.

En itérant le processus, nous avançons, tranche par tranche dans le vaisseau, jusqu'à en atteindre la fin (limité à la résolution du scanner).

Nous définissons le concept de tranche \mathcal{S} par :

$$\mathcal{S}_k \triangleq \{\bar{X} \mid T_k \leq T(\bar{X}) < T_{k+1}\}. \quad (2)$$

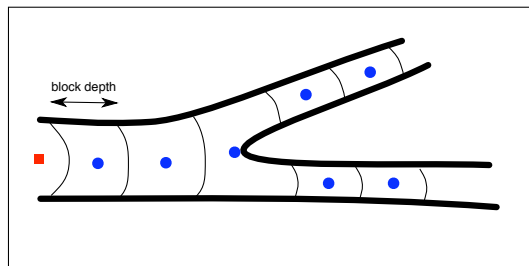


FIG. 1: Concept de *tranche de vaisseau*. A partir du germe de départ, le contour grandit dans le vaisseau en le découpant en tranches successives.

2.3 Vitesse de propagation F

La vitesse de propagation doit être choisie pratiquement nulle à l'extérieur des vaisseaux, et proche de l'unité à l'intérieur. De plus, celle-ci doit être strictement positive, c'est une contrainte de l'algorithme de Fast Marching. Partant de la luminance $I(\bar{X})$ en chaque voxel \bar{X} , nous utilisons cette vitesse :

$$F = \epsilon \quad \text{si } I(\bar{X}) < I_{th} \quad (3)$$

$$= I(\bar{X}) \quad \text{sinon} \quad (4)$$

où ϵ est une valeur proche de 0 et I_{th} un seuil proche de l'unité (nous utilisons 0.9, puisque les vaisseaux sont opacifiés, leur luminance étant donc proche de l'unité).

2.4 Détection des bifurcations

Parallèlement à l'avancée du contour actif dans l'artère pulmonaire, une structure d'arbre contenant les tranches successives est créée. Ceci est réalisé en pratique en scindant chaque tranche \mathcal{S}_k en autant de groupes connexes de voxels et en utilisant les liens de parenté.

3 Adjonction d'un modèle de connaissances anatomiques

Les contacts francs entre vaisseaux opacifiés conduisent à une segmentation erronée de l'artère pulmonaire puisque le contour actif se propage librement d'un vaisseau à l'autre. Ces contacts entre vaisseaux adjacents sont dus à plusieurs phénomènes, tels que la résolution limitée du scanner, le bruit d'acquisition, l'effet de volume partiel et l'éventuelle

trop grande quantité de produit de contraste. Nos images montrent que ce problème est récurrent, et qu’une solution spécifique doit être développée. Cela semble difficile à solutionner sans l’utilisation de connaissances a priori sur les vaisseaux, en particulier, les méthodes basées sur la morphologie mathématique échouent puisque ces contacts peuvent avoir une surface comparable ou supérieure à celle des sections des vaisseaux impliqués. Nous avons donc opté pour l’utilisation d’un modèle de la topologie des vaisseaux du thorax. Ce modèle doit permettre de représenter la topologie et la forme des vaisseaux, et est utilisé pour influencer la propagation du contour actif. En effet, il doit permettre de re-crée les frontières manquantes entre les vaisseaux (figure 2). Enfin, ce modèle doit être réutilisable d’un patient à l’autre, car sa création est une étape fastidieuse; une méthode de recalage doit donc être utilisée.

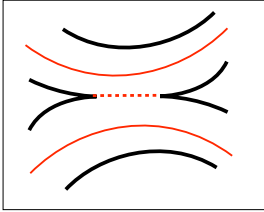


FIG. 2: Utilisation d’un modèle pour recréer les frontières manquantes entre les vaisseaux.

3.1 Définition du modèle

Ce modèle est défini par un ensemble de courbes paramétriques 3D qui représentent le centre des vaisseaux principaux du thorax (veine cave, aorte, artères pulmonaires, veines pulmonaires). Nous avons choisi les courbes de Bézier d’ordre 4 pour une facilité de manipulation (déplacement de points de contrôle à la souris), ces courbes ayant la propriété d’interpoler ses points de contrôle. Une section de vaisseau (la partie comprise entre 2 bifurcations) est modélisée par un certain nombre de segments de courbes de Bézier, chacun défini par 4 points de contrôle. Une continuité géométrique (C1) est imposée par contraintes sur les points de contrôle de segments successifs. Ce modèle est représenté à la figure 3.

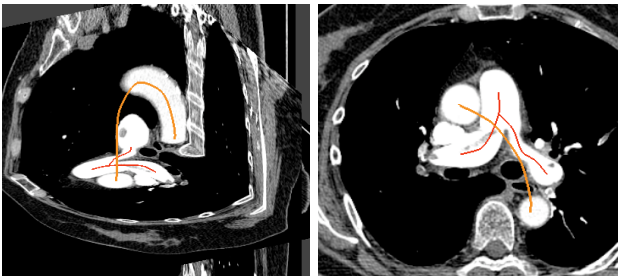


FIG. 3: L’artère pulmonaire et l’aorte sont modélisées par des courbes paramétriques en 3D.

3.2 Utilisation du modèle pour la segmentation

Nous introduisons la fonction de potentiel des vaisseaux $P(\bar{X})$, définie sur tout le domaine de l’image,

$$P_i(\bar{X}) = R_i/D_i(\bar{X}) \quad (5)$$

i faisant référence aux sections de vaisseaux, R_i étant le rayon moyen de celle-ci et $D_i(\bar{X})$ la distance euclidienne entre \bar{X} et le vaisseau i .

A partir de cette fonction de potentiel, nous définissons la fonction d’indicateur de vaisseau, $V(\bar{X})$ de cette manière :

$$V(\bar{X}) = 1 \quad \text{si } \max_i (P_i(\bar{X})) - \max_{j \neq i_{\max}} (P_j(\bar{X})) > \lambda \quad (6)$$

$$\epsilon \quad \text{sinon} \quad (7)$$

avec $i_{\max} = \arg(\max_i (P_i(\bar{X})))$. λ est un paramètre ($\lambda > 0$) permettant de choisir la largeur des frontières recrées, et ϵ une valeur positive proche de zéro.

Cette fonction est alors utilisée pour modifier la vitesse de propagation du front d’onde comme suit :

$$F'(\bar{X}) = F(\bar{X})V(\bar{X}). \quad (8)$$

Par construction, la fonction $V(\bar{X})$ est pratiquement nulle lorsque les fonctions de potentiel des vaisseaux sont égales (collision de potentiel). La conséquence directe est de recréer la frontière potentiellement manquante entre 2 vaisseaux proches, en ralentissant la progression du contour actif ($V(\bar{X})$ impose la frontière). A l’inverse, quand un vaisseau est seul, alors l’image impose la frontière, comme elle le faisait avant l’utilisation du modèle. En pratique, $V(\bar{X})$ est calculé sur une grille sous-échantillonnée (facteur 8) par un algorithme de carte de distance (nous avons également choisi le Fast Marching, puisque déjà mis en oeuvre), et linéairement interpolé lors de son évaluation sur la grille originale.

3.3 Recalage modèle-image

L’idée est de fournir un modèle unique qui doit être recalé sur l’image des différents patients. Cela est réalisé en utilisant un certain nombre de points de référence, ou points fiduciels, dont la position est définie en termes anatomiques dans l’espace du modèle. Ces points fiduciels sont localisés sur l’image du patient, et nous obtenons donc deux ensembles de points correspondants. A partir de cette correspondance, nous définissons une transformation continue, non-linéaire de l’espace par thin-plate [8]. Cette transformation est appliquée au modèle, qui est alors recalé sur l’image du patient. En pratique, nous utilisons 5 points fiduciels mais d’avantage de points peuvent être utilisés si l’image et le modèle présentent des différences importantes. La figure 4 illustre ce procédé.

4 Détails expérimentaux

Nous avons testé cette méthode sur des images MSCT de patients admis pour suspicion d’embolie pulmonaire. Ce scanner de type MX 8000, IDT, Philips, Cleveland OH

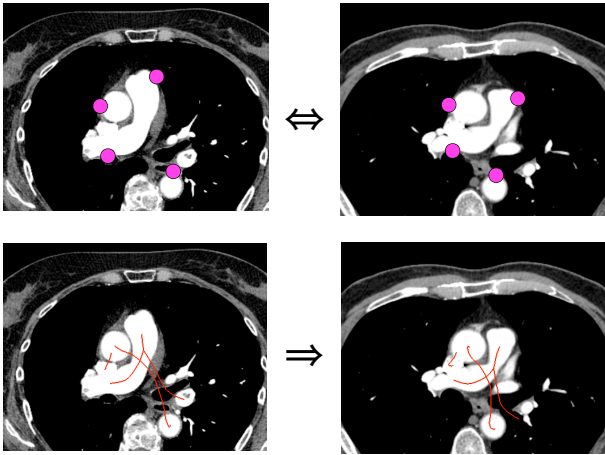


FIG. 4: Les points fiduciels sont définis sur le modèle et ensuite localisés sur l'image du patient. La transformation par thin-plate est évaluée et appliquée au modèle pour le recalrer à l'image.

peut acquérir 38 images par seconde et générer plus de 400 images en coupe millimétrique. La taille de la matrice est de 512 par 512 en 12 bits par voxel. 100 mL de produit de contraste non-ionique a été injecté par la veine du pli du coude à un taux de 4 mL/s avec délais variables dans le but d'opacifier l'artère pulmonaire. La figure 5 montre une coupe 2D de la segmentation résultante, respectivement sans l'utilisation du modèle et avec.

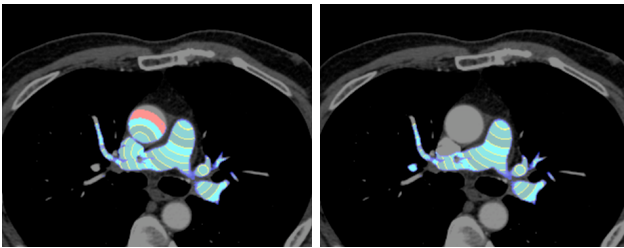


FIG. 5: Résultat de la segmentation. A gauche : segmentation sans utilisation du modèle, le contour se propage dans la veine cave et l'aorte (non désiré). A droite : Utilisation du modèle, le contour reste dans l'artère pulmonaire.

5 Discussion

L'utilisation d'un modèle anatomique pour aider le modèle de propagation permet de solutionner le cas des vaisseaux jointifs, avec une intervention limitée de l'utilisateur (moins de 10 points fiduciels doivent être localisés). Le modèle doit être suffisamment générique pour être utilisé sur divers patients, et c'est pour cette raison que la modélisation de l'artère pulmonaire doit être arrêtée après 2 bifurcations, car au-delà, la variabilité est trop grande. La segmentation n'utilise plus que les données de l'image à partir de là. Enfin, puisque nous avons l'intention de détecter des caillots à l'intérieur de l'artère pulmonaire, il convient de mesurer l'influence de ceux-ci sur la phase de segmentation.

La méthode a été testée avec succès sur 5 jeux d'images, même si on note parfois des contacts possibles entre le réseau veineux et artériel, plus loin dans l'arborescence, qui a conduit à l'utilisation d'une contrainte pour empêcher le contour de remonter par les veines pulmonaires. Cette contrainte consiste à empêcher le retour vers des vaisseaux de plus grosse section. D'autre part, on note également que les frontières recrées par le modèle permettent d'éviter la segmentation de l'aorte et de la veine cave. Ces frontières présentent parfois une certaine déviation par rapport à la véritable frontière telle qu'on peut l'imaginer sur l'image, mais cela n'a pas d'incidence dans notre application. Nous nous intéressons maintenant au problème de détection des embolies à l'intérieur de l'artère pulmonaire segmentée.

References

- [1] C. Kirbas and F. K. H. Quek. A review of vessel extraction techniques. Technical report, VISLab, Wright State University, Dayton, Ohio, Nov. 2002.
- [2] R. Sebbe, B. Gosselin, E. Coche, and B. Macq. Pulmonary arteries segmentation and feature extraction through slice marching. *Proc. of the 14th ProRISC workshop on Circuits, Systems and Signal Processing (ProRISC 2003)*, Veldhoven (Netherland), November 2003.
- [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.
- [5] 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.
- [6] J. Bruijns. Fully-automatic branch labelling of voxel vessel structures. *Proceedings of VMV 2001, Stuttgart*, Nov. 2001.
- [7] Y. Masutani, H. MacMahon, and K. Doi. Computerized detection of pulmonary embolism in spiral ct-angiography based on volumetric image analysis. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(12):1517–1523, December 2002.
- [8] F. L. Bookstein. Principal warps: Thin-plate splines and the decomposition of deformations. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 11(6):567–585, 1989.