

Analyse et amélioration de méthodes de reconstruction 3D de l'aorte à partir d'une séquence d'images tomodensitométriques

William PUECH^{1,3}, Guy PASSAIL², Steeve NICOLAY^{1,3} et Vincent RICORDEL^{1,3}

¹ Laboratoire Modélisation et Signal, ISITV, Université de Toulon et du Var
Avenue G. Pompidou BP 56, 83162 La Valette du Var Cedex

² Centre Hospitalier Intercommunal de Fréjus - St Raphaël
Service de Radiodiagnostic, BP 110, 83608 Fréjus Cedex

³ IUT de St Raphaël, Université de Toulon et du Var, 200, avenue Victor Sergent, 83700 St Raphaël

puech@univ-tln.fr, passail@univ-tln.fr, nicolay@serecom.univ-tln.fr, ricordel@univ-tln.fr

Résumé - Le sujet concerne la reconstruction 3D de l'aorte à partir d'une séquence de coupes issues d'un appareil scanner à rayons X. Nous analysons des méthodes utilisées dans les services d'imagerie médicale, principalement basées sur des techniques de seuillage et de soustraction d'images. Nous proposons ensuite des techniques d'amélioration de ces méthodes en réalisant semi-automatiquement l'extraction d'une seule structure anatomique ciblée. Notre méthode vise à mettre en oeuvre un modèle de contours actifs.

Abstract - The aim concerns 3D reconstruction of the aorta from sequence of X rays scanner cuts. We analyse methods used in the medical imaging services, essentially based on threshold techniques and images subtraction. We propose amelioration techniques of these methods by using semi-automatically extraction of only one anatomical structure. Our method leads to use a model of active contours.

1. Introduction

Les images obtenues par reconstruction 3D constituent un apport diagnostic important pour l'étude de l'aorte et de ses principales branches collatérales et terminales. La source d'images est une séquence de coupes issues d'un appareil tomodensitomètre à rayons X (TDM). Ainsi, un contour détecté au sein de l'une de ces coupes, se retrouve simplement déformé dans les coupes voisines. Le nombre de coupes est suffisant pour que les déformations du contour de l'objet entre deux coupes consécutives soient minimales.

Nous analysons des méthodes existantes dans les services d'imagerie médicales. Elles reposent principalement sur des techniques de seuillage de niveaux de gris. Les contours issus des coupes sont ensuite utilisés afin de reconstruire en 3D par interpolation l'objet anatomique. Des méthodes manuelle et automatique ont déjà été comparées pour effectuer une segmentation 3D [Fiebich 97].

La méthode d'amélioration proposée met en oeuvre des techniques de contours actifs, [Kass 88, Ducottet 97]. Ce processus de segmentation nécessite une initialisation par sélection de points. A partir du contour initial, nous montrons comment propager ce contour en le déformant aux coupes

connexes. La dernière étape concerne alors la reconstruction 3D [Gao 97].

La section 2 de l'article détaille la méthode actuellement utilisée dans des services d'imagerie médicale. Dans la section 3, nous présentons une méthode semi-automatique de détection de contours d'une aorte et une amélioration de cette technique.

2. Méthode actuellement utilisée dans les services de radiodiagnostic

La visualisation 3D de l'aorte, est effectuée à partir d'une séquence de coupes issues d'un TDM. Ces coupes contiennent l'aorte, objet à identifier, mais également diverses structures anatomiques gênantes comme la colonne vertébrale.

2.1 Analyse de la méthode

La visualisation 3D est présentée en rendu surfacique figure 1.a. La figure 1.b. est l'une des coupes 2D permettant cette reconstruction. Pour obtenir une vue de l'aorte, la méthode consiste à soustraire la colonne vertébrale du reste

de l'acquisition originale à l'aide de seuillage par niveaux de gris.

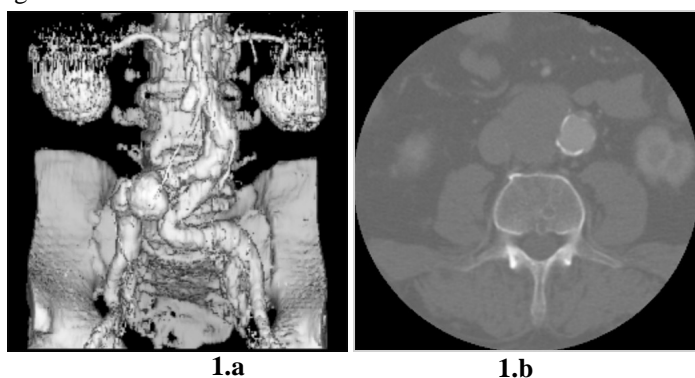


FIG.1 : 1.a) Visualisation 3D d'ensemble de l'aorte et de la colonne vertébrale, 1.b) Une coupe 2D originale contenant l'aorte et la colonne vertébrale.

La méthode se décompose en cinq parties : seuillage du niveau de gris de l'image d'origine, sélection de la colonne vertébrale seule, soustraction de celle-ci de l'image d'origine, suppression des informations indésirables et visualisation.

2.2. Seuillage de l'image d'origine

Les images en TDM comportent 4000 niveaux de gris, échelonnés de -1000 à 3000 en unités Hounsfield. Elles contiennent également une entête avec des informations sur le malade, le type d'examen et la méthode utilisée. Le format normalisé en imagerie médicale est le format DICOM (Digital Imaging and Communications in Medecine) [Nema 93]. Dans le cas de notre examen, le seuillage le plus performant est réalisé entre 160 et 1374. Cette manipulation engendre une perte d'information considérable. Grâce à ce seuillage les contrastes des images sont plus marqués et permettent d'effectuer un traitement.

2.3. Sélection et soustraction de la colonne vertébrale

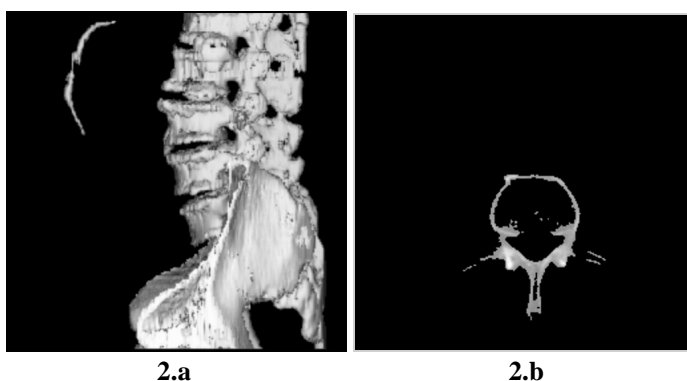


FIG. 2 : 2.a) Vue 3D de la colonne vertébrale après sélection, avec une partie de l'aorte qui subsiste, 2.b) Coupe 2D de la colonne vertébrale sélectionnée.

Après sélection de la colonne vertébrale, seules les parties connexes sont conservées. Cet objet sera soustrait des

données initiales de manière la plus complète, en évitant au maximum de concerner les structures avoisinantes. De nombreux points de contact subsistent entre la colonne vertébrale et l'aorte. Il faut donc élever le niveau du seuil jusqu'à pouvoir isoler la colonne vertébrale représentée figure 2.a., et en coupe 2D figure 2.b.

2.4. Suppression des informations indésirables

Même après la soustraction de la colonne vertébrale (figure 2.b) des données originales (figure 1.b), il subsiste un certain nombre d'informations parasites dues aux manipulations précédentes. Pour supprimer ces informations, une dilatation puis une réduction avec un coefficient donné [Cocquerez 95] sont effectuées sur la colonne vertébrale.

2.5. Visualisation pour l'examen final

La figure 3.b est le rendu surfacique de l'aorte obtenu par l'ensemble de ces manipulations, alors que la figure 3.a est le résultat obtenu après sélection par simple seuillage de l'aorte des données originales.

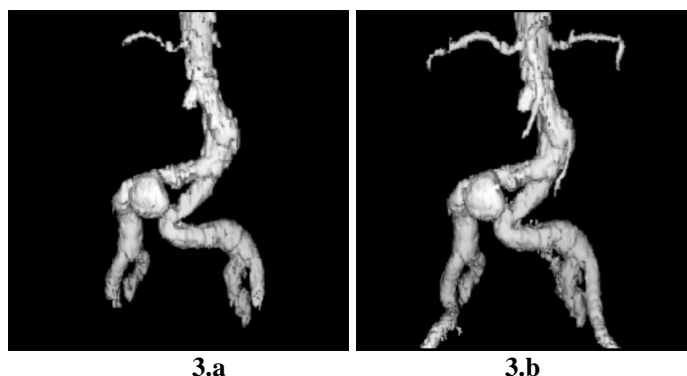


FIG. 3 : 3.a) Vue 3D de l'aorte après sélection directe 3.b) Vue finale de l'aorte.

Il est possible d'évaluer qualitativement le gain d'informations apportées par cette succession de manipulations, longues et répétitives, en comparant les figures 3.a et 3.b.

3. Détection d'une aorte à partir d'une méthode semi-automatique

Des méthodes semi-automatique apportent un gain de temps pour l'utilisateur [Fiebich 97, Jayaraman 97]. Lorsqu'un résultat est obtenu à partir des méthodes utilisées dans les services d'imagerie médicale, la qualité de celui-ci n'est pas toujours fiable. La recherche consiste à sélectionner une zone sur la première image de la séquence, et de la poursuivre sur l'ensemble de la série. Deux possibilités sont données à l'utilisateur : la méthode 2D de sélection (propagation unidirectionnelle) et la méthode 3D de sélection (propagation sur un objet). Dans les deux cas il est possible d'effectuer une recherche, en temps réel, du contour de la sélection.

La manipulation, effectuée par l'utilisateur, se décompose en 3 parties : seuillage, suivi de la sélection de la zone à poursuivre et lancement de la poursuite de contours.

3.1 Sélection de la zone avec ou sans recherche de contour.

Après seuillage, la sélection de la zone à poursuivre est effectuée manuellement avec ou sans recherche du contour le plus proche en temps réel.

Si l'utilisateur décide de ne pas utiliser la recherche du contour le plus proche, il sélectionne des points immédiatement reliés par des petits segments. L'approximation de la zone sélectionnée est peu précise. La recherche active de contour, quand à elle s'expose à un risque de débordement de la zone de sélection voulue.

3.2. Résultat de l'analyse de cette méthode

La méthode 2D de sélection est la moins performante des deux méthodes. La zone hachurée, figure 4, montre un débordement de la zone sélectionnée. La transition aorte-fond n'est pas assez contrastée pour cette méthode.



FIG. 4 : Problème de sélection avec recherche en temps réel du contour le plus proche.

Si le seuillage initial est correctement effectué et que l'aorte ne contient pas de niveaux de gris trop variés, la méthode 3D de sélection permet d'effectuer une poursuite complète de l'aorte sur la séquence.

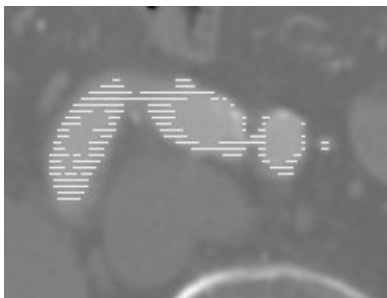


FIG. 5 : Perte d'information, méthode de seuil 3D avec sélection des vaisseaux.

La zone à poursuivre sur l'image suivante de la séquence, est celle qui se situe approximativement dans la même zone de l'image de départ et qui contient les mêmes niveaux de gris à un seuil près.

Ce seuil détermine la précision de la poursuite. Sur les figures 5 et 6, les zones hachurées représentent la détection de l'aorte. En faisant varier le seuil nous obtenons soit une sélection partielle de l'aorte (figure 5), soit un débordement (figure 6).

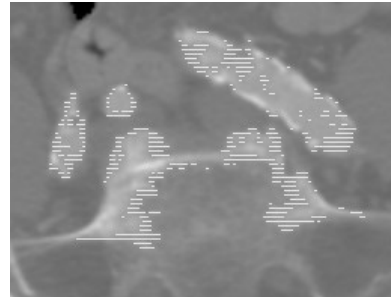


FIG. 6 : Perte d'information sur les vaisseaux et débordement sur la colonne vertébrale.

3.3 Amélioration par contours actifs de la méthode semi-automatique de détection d'une aorte

Des méthodes de prétraitement, modification d'histogramme, réduction de bruit et réhaussement de contraste sont justifiées sur les séquences d'images TDM bruitées et peu contrastées dans les zones d'intérêts de notre étude. L'amélioration de la méthode présentée section 3.1 repose sur l'utilisation de segmentation par contours actifs [Smyth 96, Barbaresco 97]. L'intérêt des contours actifs se justifie dans l'initialisation du contour par le manipulateur. Un contour actif est une courbe C se déformant après chaque itération.

Le modèle est basé sur l'équation suivante :

$$E = \alpha E_{image} + E_{curv}, \quad (1)$$

où E représente l'énergie globale, E_{image} le terme énergétique représentant l'information image et E_{curv} le terme énergétique traduisant une hypothèse *a priori* exprimant une contrainte de lissage faite sur la courbe C .

3.4. Suivi des contours dans les coupes

Le contour de la coupe précédente sert à initialiser le contour actif de la coupe courante. Des travaux concernant des petites variations entre deux images d'une séquence ont déjà été développés pour des applications précises [Latombe 97].

Nous proposons trois méthodes concernant l'ordre de parcours des coupes. Comme représenté figure 7, il est possible d'initialiser deux contours sur les extrémités de la séquence d'images. Dans ce cas, la propagation des contours se fait vers la coupe centrale. Il est alors possible de comparer sur cette coupe les résultats obtenus par initialisations supérieure et inférieure.

Une autre solution consiste à initialiser le contour sur l'image centrale et de la propager dans les 2 sens de direction comme illustré figure 7. Un problème supplémentaire concerne l'évolution du premier contour qui doit être soit dilaté, soit contracté.

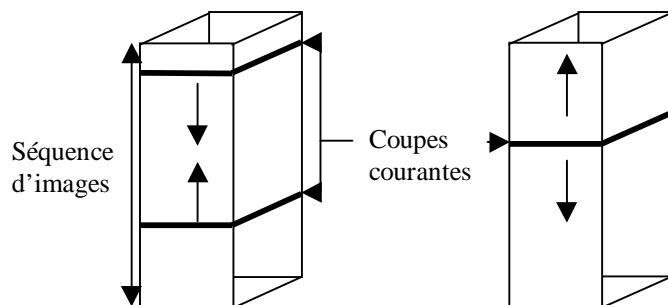


FIG. 7 : Possibilités sur l'ordre de parcours des coupes.

En utilisant un parcours séquentiel, il est possible de prendre trois coupes initiales équitablement réparties sur la séquence d'images en TDM. Si la séquence comporte n images, il convient de prendre trois coupes courantes, ($n/4$, $n/2$ et $3n/4$). A partir de chacune de ces coupes on lance une recherche de contours actifs dans les deux sens. Cette méthode permet un gain de temps de calcul considérable.

4. Conclusion

En analysant les méthodes actuellement utilisées dans les centres d'imagerie médicale, nous avons constaté que certains problèmes subsistent quand à la détection de contours. La première méthode est entièrement manuelle donc longue et répétitive. La seconde effectue une recherche semi-automatique et produit des résultats souvent peu concluants. Nous montrons que l'utilisation des contours actifs améliore la qualité de la seconde méthode et permet également un gain important en temps de manipulation.

Une comparaison des résultats obtenus avec les différentes possibilités de propagation des contours dans la séquence, ainsi qu'une évaluation des temps de calculs seront intéressants à réaliser.

Remerciements

Nos remerciements vont au Conseil Général du Var pour l'intérêt marqué vis à vis de ce travail et l'aide apportée.

Références

[Barbaresco 97] F. Barbaresco, S. Bonney, J. Lambert et B. Monnier, (sep. 1997) *Contours actifs géodésiques et à modèles contraints pour le suivi des orages dans un contexte multisenseur : radar, interféromètre VHF, satellite IR*. Seizième colloque Gretsi, Grenoble, France, 717-720.

[Cocquerez 95] J-P. Cocquerez, S. Philipp, Ph. Bolon, J.-M. Chassery, D. Demigny, C. Graffigne, A. Montanvert, R.

Zéboudj, et J. Zérubia, (1995), *Analyse d'images : filtrage et segmentation*, Paris, Masson.

[Ducottet 97] C. Ducottet et J. Fayolle, (sep. 97), *Détection et suivi d'interfaces d'objets déformables : application à la mécanique des fluides*. Seizième colloque Gretsi, Grenoble, France, 1487-1490.

[Fiebich 97] M. Fiebich, M.T. Mitchell et K.R. Hoffmann, (1997), *Comparison of automatic and manual 3D segmentation in CT angiography of the abdominal aorta*, 1997 Scientific Program Radiological Society of North America, Chicago, Illinois, 474.

[Gao 97] L. Gao, D.G. Heath et E.K. Fishman, (1997), *Medical image segmentation using deformable surface model*, 1997 Scientific Program Radiological Society of North America, Chicago, Illinois, 474-475.

[Jayaraman 97] M. Jayaraman, B. Kimia, H. Tek, G.A. Tung et J.M. Rogg, (1997), *Semiautomated image segmentation of primary brain tumors based on deformable bubbles*, 1997 Scientific Program Radiological Society of North America, Chicago, Illinois, 168.

[Kass 88] M. Kass, A. Witkin et D. Terzopoulos, (1988), *Snakes : Active contour models*, International journal of Computer Vision.

[Latombe 97] B. Latombe, P. Planet-Ladret, F. Granada et P. Villemain, (sep. 1997), *Algorithme de contour actif appliqué à la poursuite d'avalanche*. Seizième colloque Gretsi, Grenoble, France, 1009-1012.

[Nema 93] *NEMA Standards Publication Digital Imaging and Communications in medicine (DICOM)*, (1993).

[Smyth 96] P.P. Smyth, C.J Taylor et J.E. Adams, (1996), *Automatic Measurement of Vertebral Shape using Active Shape Models*. In Proc. 3rd. IEEE Workshop on Applications of Computer Vision, Sarasota, Floride, USA, 176-180.