

SEGMENTATION MORPHOLOGIQUE D'IMAGES SCANNERS 3D DE L'ABDOMEN.*

B. NAEGEL¹, C. RONSE² AND L. SOLER³

Abstract. We describe in this paper a segmentation method for 3D CT-scan images of the abdomen based on mathematical morphology. We use a connected operator h-min to reduce the number of regional minima of the gradient image, then we apply the watershed to obtain a mosaic image. We obtain a simplified image with large flat-zones that correspond to organs.

Résumé. Dans cette communication nous décrivons une méthode de segmentation pour les images scanners 3D de l'abdomen, fondée sur la morphologie mathématique. Nous montrons l'utilité d'utiliser un opérateur connexe de type h-min pour réduire le nombre de minima régionaux de l'image gradient. Nous appliquons ensuite une ligne de partage des eaux pour obtenir une image mosaïque. Cette image constitue une simplification de l'image de départ et contient de larges zones plates qui peuvent correspondre aux organes d'intérêt.

1. INTRODUCTION

Le traitement du cancer du foie peut être facilité par la délimitation automatique des organes de l'abdomen dans les images scanners. L'objet de cet article est d'étudier des méthodes de segmentation s'appuyant sur la morphologie mathématique et de les utiliser pour la segmentation dans les images scanners 3D de l'abdomen.

La segmentation d'image consiste à regrouper au sein de régions des points ayant des attributs similaires. Pour segmenter un organe particulier dans les images médicales, on ne peut pas s'appuyer uniquement sur un attribut local comme le niveau de gris d'un point. Dans la plupart des cas il est nécessaire d'examiner d'autres attributs, ainsi que les attributs du voisinage. La technique de segmentation utilisée habituellement en morphologie mathématique utilise la ligne de partage des eaux ([4, 8]). La première étape consiste à extraire des marqueurs dans l'image. On peut imaginer ces marqueurs comme des sources d'inondation de l'image en niveau de gris vue comme un relief topographique (la hauteur correspondant à l'intensité). La seconde phase consiste à inonder le relief, à partir des sources d'inondation, sans que deux sources différentes ne puissent se mélanger. Chaque marqueur s'étend donc ainsi jusqu'à ce qu'il rencontre un autre marqueur ou le bord de l'image. La région correspondante associée à un marqueur est appelée "bassin versant". La frontière séparant deux bassins versants est appelée "ligne de partage des eaux". Elle coïncide en général avec les "crêtes" de l'image. La technique classique consiste à appliquer la ligne de partage des eaux sur l'image gradient. Les vallées correspondent à des zones homogènes de l'image source, et les crêtes à des contours. Les marqueurs sont extraits automatiquement en prenant les minima régionaux de l'image gradient.

* Ce travail a été réalisé dans le cadre d'une thèse financée par la région Alsace

¹ IRCAD, Virtuals 1, place de l'hôpital, 67091 Strasbourg Cedex, France

² LSIT Pôle API, Boulevard Sébastien Brant, 67400 Illkirch, France

³ IRCAD, Virtuals 1, place de l'hôpital, 67091 Strasbourg Cedex, France

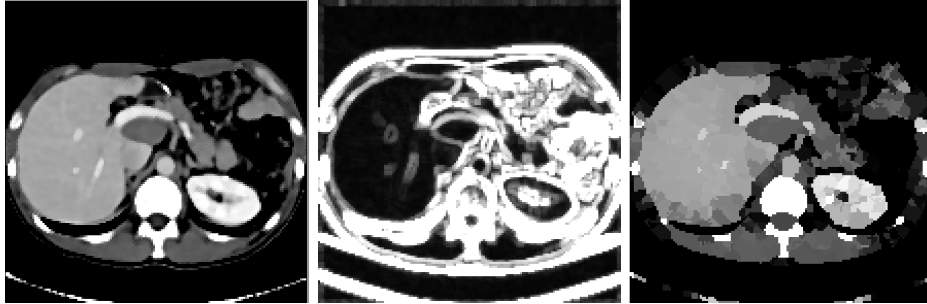


FIG. 1. *Ligne de partage des eaux mosaïque sur une image gradient comportant 15127 minima régionaux.*

Cette technique est très puissante car elle permet de façon très simple de détecter les contours des objets. Son gros défaut est la sur-segmentation qu'elle engendre : en effet, sur une image non-filtrée, l'image gradient contient un grand nombre de minima régionaux, et la ligne de partage des eaux crée autant de bassins versants (voir Fig 1).

Une des solutions est de filtrer l'image avant l'extraction des marqueurs et l'application de la ligne de partage des eaux. Ceci consiste à éliminer les détails de l'image non significatifs.

Dans ce but nous nous intéresserons à une classe d'opérateurs possédant une propriété très intéressante : la propriété de simplifier l'image tout en préservant ses contours. Ces opérateurs, appelés "opérateurs connexes", se fondent sur la notion de zones plates. Une zone plate d'une image est un ensemble connexe maximal de points ayant la même intensité ([1]). Les opérateurs connexes agissent sur les images en niveaux de gris en n'effectuant que des fusions de zones plates. Une zone plate ne peut être scindée en deux, ce qui assure que les contours de l'image sont soit préservés, soit éliminés. Aucun contour ne peut être créé ou déformé.

La reconstruction géodésique est à la base de la plupart de ces opérateurs. Le premier opérateur connexe cité dans la littérature est l'ouverture par reconstruction sur des images binaires, et est apparu de façon expérimentale dans [2]. Le principe est d'effectuer une érosion, puis de reconstruire les objets qui n'ont pas été totalement éliminés par cette érosion. Le processus de reconstruction s'effectue de la façon suivante : les objets restants sont dilatés jusqu'à ce qu'ils aient la même géométrie que dans l'image originale. Dans l'image résultante, tous les objets présents dans l'image originale sont soit conservés, soit éliminés.

Comme les opérateurs connexes n'agissent que par suppression et fusion de composantes connexes, ils sont plus intéressants que les filtres linéaires, médian, ou que les ouvertures et fermetures par un élément structurant, car ces derniers peuvent déformer ou scinder des zones plates, et donc déplacer ou ajouter de nouveaux contours.

Dans cet article, nous nous restreindrons à décrire l'opérateur de reconstruction géodésique, à la base de nombreux opérateurs connexes, et un opérateur connexe agissant selon un critère de contraste ou de dynamique : l'opérateur h-min.

2. MÉTHODES

2.1. Principaux opérateurs

La reconstruction géodésique par dilatation d'une image marqueur f dans une image masque g ($f \leq g$), notée $Rec_{\oplus}(f, g)$ est la limite de la suite :

$$\begin{cases} S_0 = f \\ S_n = \delta(S_{n-1}) \wedge g \end{cases}$$

où $\delta(f) \wedge g$ représente l'enveloppe inférieure entre la dilatation de l'image f par une boule unitaire et l'image g .

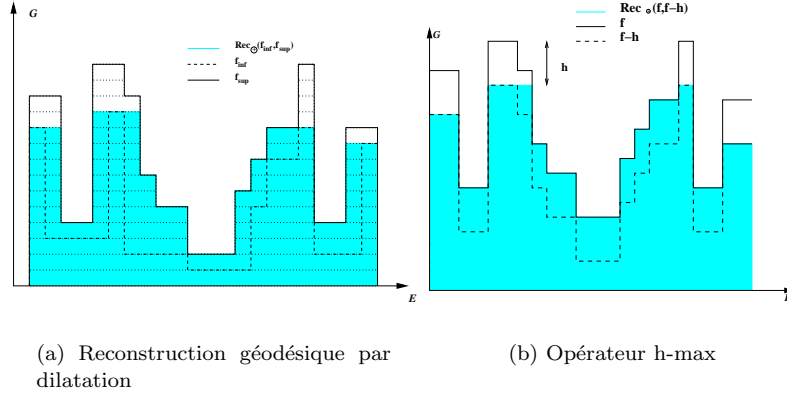


FIG. 2. Reconstruction géodésique et opérateur h-max.

L'opération duale est la reconstruction géodésique par érosion du marqueur f sur le masque g , notée $Rec_{\ominus}(f, g) = Rec_{\oplus}(f^c, g^c)^c$ ($f \geq g$). C'est la limite de la suite :

$$\begin{cases} S_0 = f \\ S_n = \varepsilon(S_{n-1}) \vee g \end{cases}$$

où $\varepsilon(f) \vee g$ représente l'enveloppe supérieure entre l'érosion de l'image f par une boule unitaire et l'image g .

Concrètement, il s'agit de partir de l'image marqueur, puis de dilater (respectivement d'éroder) cette image par une boule unitaire, puis de garder l'intersection (respectivement l'union) entre l'image dilatée (respectivement érodée) et l'image originale. Cette opération est répétée sur la nouvelle image obtenue, jusqu'à stabilité, c'est à dire jusqu'à ce que l'image obtenue ne change plus (voir Fig. 2a).

Des implémentations efficaces d'algorithmes à bases de file d'attentes utiles à la reconstruction ont été étudiées dans [4, 6, 8]. L'algorithme de reconstruction proprement dit a été étudié dans [7].

L'opérateur h-min transforme l'image f en $HMIN_h(f) = Rec_{\ominus}(f + h, f)$ (reconstruction géodésique par érosion de $f + h$ sur f). Il permet d'éliminer les bassins de profondeur inférieure ou égale à un paramètre h ; les bassins plus profonds étant bouchés sur une hauteur h .

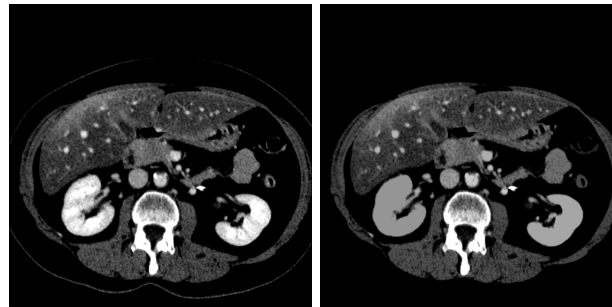
Dualement, l'opérateur h-max défini par $HMAX_h(f) = Rec_{\oplus}(f - h, f)$ élimine les pics de hauteur inférieure à h , les pics plus haut étant arasés sur une profondeur h . (voir Fig. 2b). En faisant la soustraction avec l'image originale, $HMIN_h(f) - f$ donne les fonds des bassins, et $f - HMAX_h(f)$ donne les sommets des pics. En particulier pour $h = 1$ on obtient les extréma régionaux de l'image.

En imagerie médicale, cette opération peut servir à faire ressortir des zones sombres entourées de zones claires, typiquement des structures d'intérêt telles que des tumeurs ou des kystes. L'intérêt de l'opération est qu'elle permet de faire ressortir tous les bassins, indépendamment de leur niveau de gris (voir Fig 3 et 4).

2.2. Application

Nous avons vu que l'application directe de la ligne de partage des eaux sur l'image gradient produit une sur-segmentation. Afin de réduire celle-ci, la solution est de diminuer le nombre de sources d'inondation, c'est à dire dans notre cas le nombre de minima régionaux. La solution que nous avons retenue est d'appliquer un opérateur connexe h-min sur l'image gradient. Cette opération a pour effet d'éliminer tous les minima dont le contraste ou dynamique est inférieure à un seuil h . Cela permet d'éliminer les minima non significatifs et de les fusionner avec d'autres. A l'issue de l'opération, le nombre de minima régionaux diminue fortement.

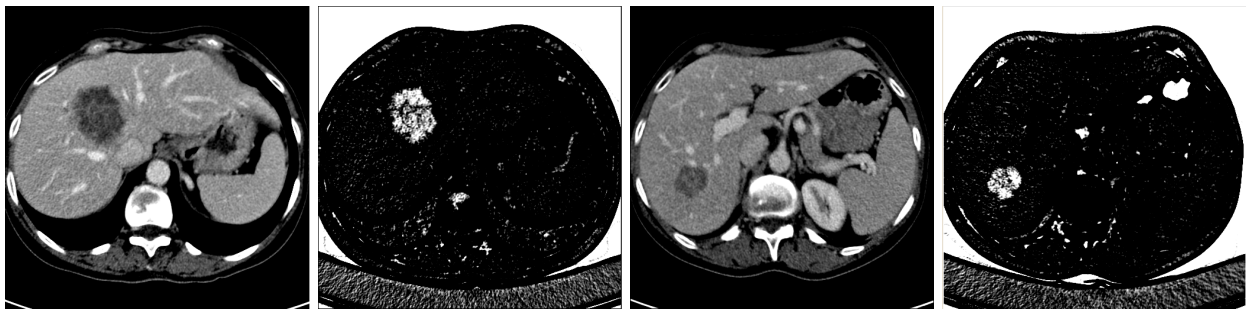
Si h est trop petit, on obtiendra une sur-segmentation, c'est à dire qu'une zone de l'image visuellement importante sera découpée en plusieurs régions. Si h est trop grand, au contraire, une zone visuellement importante



(a) Coupe d'une image scanner 3D sans prétraitement.

(b) Filtre connexe h-max, reconstruction géodésique par dilatation de f à partir de $f-h$.

FIG. 3. *Effet de l'opérateur h-max. On constate que les dômes correspondant aux reins (les deux structures claires de l'image de gauche) ont été arasés (les mêmes structures sont d'intensité homogène dans l'image de droite), ainsi que les vaisseaux du foie.*



(a) Coupe de l'image originale. On distingue une tumeur à l'intérieur du foie (tache sombre).

(b) Composants éliminés par l'application du filtre h-min ($h=100$).

(c) Coupe de l'image originale.

(d) Composants éliminés par l'application du filtre h-min ($h=100$).

FIG. 4. *Utilisation de l'opérateur h-min pour détecter les bassins (ou creux) de l'image.*

peut être fusionnée avec d'autres zones. Le plus important est de ne pas choisir h trop grand : en effet, il est plus facile de fusionner des zones plates que de découper une zone plate trop grande.

A l'issue des étapes décrites, nous obtenons donc une image nettement simplifiée, où chaque bassin versant correspond à un ensemble de points ayant une forte probabilité d'appartenir à une même région (voir Fig 5). En attribuant à chaque bassin versant l'intensité moyenne des points qu'il contient dans l'image originale, on obtient une ligne de partage des eaux mosaïque.

Cette méthode peut conduire à une méthode simple de segmentation interactive. En choisissant h de façon à ce que les objets que l'on veut segmenter soient légèrement sur-segmentés (l'important étant qu'ils ne soient pas sous-segmentés), on peut rapidement sélectionner interactivement les zones plates qui correspondent à la segmentation désirée.

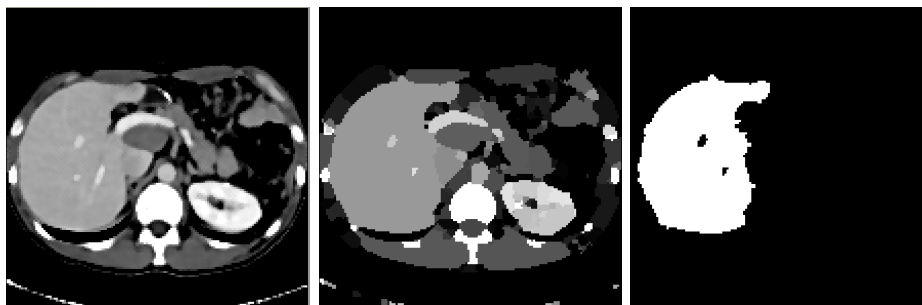


FIG. 5. Image source (à gauche), LPE mosaïque appliquée sur l'image gradient filtrée par un h -min de 5 (au milieu), et zone plate correspondant au foie (à droite).

3. RÉSULTATS

Nous avons testé cette méthode sur 15 patients. Pour chaque patient, nous avons une image scanner abdominale brute, et une image réduite et filtrée par un filtre anisotrope ([3]). Dans le cas de l'image filtrée, nous avons expérimenté que l'application d'un filtre h -min de profondeur 5 suffit à obtenir de larges zones plates, et en particulier une zone plate unique correspondant au foie. Dans le cas des images brutes, ce paramètre varie entre 15 et 20. Ce principe a donné lieu à un petit développement logiciel permettant une segmentation interactive de tous les organes de l'abdomen.

CONCLUSION

Dans cette communication nous avons appliqué le principe de la segmentation morphologique sur des images scanners abdominales 3D. Nous avons montré en quoi les opérateurs connexes peuvent se révéler particulièrement efficaces dans le filtrage d'images. La méthode décrite permet d'aboutir à une forte simplification des images. Elle peut être considérée soit comme une méthode pour faciliter la segmentation interactive de l'image, soit comme une première étape pour donner lieu à une segmentation automatique. Dans ce dernier cas, il faudrait prendre en compte les caractéristiques des organes et développer un algorithme de fusion de zones plates dans le cas où un organe serait sur-segmenté. D'autres méthodes d'inondation qui prennent en compte différents attributs des bassins versants sont également à explorer ([5]). Toutes ces voies font l'objet de recherches en cours.

RÉFÉRENCES

- [1] CRESPO J., SCHAFER R., SERRA J., GRATIN C., AND MEYER F. The flat zone approach : a general low-level region merging segmentation method. *Signal Processing* 62 (1997), 37–60.
- [2] KLEIN J.C. *Conception et réalisation d'une unité logique pour l'analyse quantitative d'images*. PhD thesis, Université de Nancy, 1976.
- [3] KRISSIAN K., MALANDAIN M., AND AYACHE N. Directional anisotropic diffusion applied to segmentation of vessels in 3D images. *Rapport de recherche INRIA*, 3064 (Décembre 1996).
- [4] MEYER F. Un algorithme optimal de ligne de partage des eaux. In *8e RFIA Lyon* (Nov. 1991).
- [5] MEYER F. Flooding and Segmentation. In *Mathematical Morphology and its Applications to Image and Signal Processing* (2000), J. Goutsias, L.Vincent, and D.S. Bloomberg, Eds., Kluwer Academic Publishers, pp. 189–198.
- [6] VINCENT L. *Algorithmes morphologiques à base de files d'attente et de lacets. Extension aux graphes*. PhD thesis, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Paris, 14 May 1990.
- [7] VINCENT L. Morphological grayscale reconstruction in image analysis : applications and efficient algorithms. *IEEE Trans. on Image Processing* 2, 2 (Apr. 1993), 176–201.
- [8] VINCENT L., AND SOILLE P. Watersheds in digital spaces : an efficient algorithm based on immersion simulations. *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 13, 6 (June 1991), 583–598.