

SEGMENTATION AUTOMATIQUE DE POLYPES DANS LES IMAGES IRM DU CÔLON

JULIEN LAMY^{1,2}, CHRISTIAN RONSE² AND LUC SOLER¹

Abstract. Virtual colonoscopy is a mini-invasive technique for early detection of colorectal polyps. We present here a method for automated colon lumen and colonic polyps segmentation from MR images. The contrast between the colon lumen and neighboring tissues is sufficient so that the lumen can be segmented based on its intensity, but morphological operators and geometrical tools must be used for polyp detection.

Résumé. La coloscopie virtuelle est une technique mini-invasive permettant une détection précoce des polypes colorectaux. Nous présentons ici une méthode permettant de segmenter automatiquement la lumière du côlon ainsi que les polypes présents dans celui-ci à partir d'images IRM. Si le contraste entre la lumière du côlon et les tissus voisins est suffisant pour que celle-ci puisse être segmentée uniquement grâce à des critères d'intensité, des opérateurs morphologiques et des outils géométriques sont utilisés pour détecter automatiquement les polypes.

INTRODUCTION

Première cause de cancer dans le monde, le dépistage précoce du cancer colorectal est une tâche de grande importance. Ce dépistage s'appuie sur la détection des polypes colorectaux, tumeurs pouvant évoluer en cancer. Cependant, selon un rapport récent de l'ANAES (Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation en Santé) [1], les méthodes actuelles de détection sont loin d'être parfaites : le dépistage par la présence de sang occulte dans les selles manque de sensibilité, la coloscopie, bien que permettant de supprimer les polypes lors de l'examen, est un examen trop invasif pour être utilisé de façon courante, et l'examen scanner est irradiant pour le patient.

L'imagerie IRM du côlon, modalité récente, permet un examen moins invasif, moins dangereux et au moins aussi précis que les méthodes citées ci-dessus. L'examen de ces données nécessite cependant qu'un radiologue expérimenté y passe un temps important. Nous proposons ici une méthode automatique de segmentation de la lumière du côlon suivi d'une détection automatique des polypes coliques.

1. MODALITÉS D'ACQUISITION

L'IRM est acquise sur un imageur Philips 1.0 tesla, en séquence T1. Le côlon du patient est rempli d'une solution d'eau et de gadolinium. L'image résultante est composée de 150 coupes, comportant chacune 512×512 voxels. La résolution sur une coupe est de 0,88 mm, l'épaisseur de coupe étant de 2 mm. La lumière du côlon est hyperintense, tandis que la paroi colique et les autres structures anatomiques, polypes y compris, ne sont pas contrastées. Les polypes apparaissent donc comme une dépression dans la paroi colique.

¹ IRCAD, 1, place de l'Hôpital, 67000 Strasbourg

² LSIT, pôle API, Boulevard Sébastien Brant, 67400 Illkirch

2. SEGMENTATION DE LA LUMIÈRE DU CÔLON

Le contraste de la lumière du côlon par rapport aux autres structures anatomiques permet une segmentation facile de celle-ci, par seuillage automatique. L'histogramme de l'IRM présente trois pics, le plus brillant correspondant à la lumière du côlon (fig. 1). Après lissage de l'histogramme par un filtre moyenneur, nous effectuons

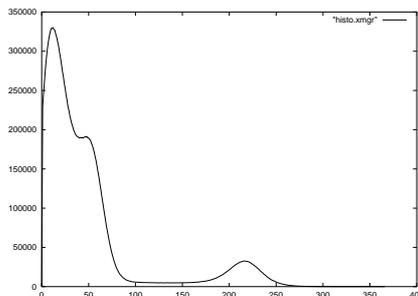


FIG. 1. Histogramme d'une IRM du côlon

une recherche du maximum local le plus à droite. Ce pic étant bien séparé du reste de l'histogramme, nous recherchons ensuite les deux points les plus proches du pic – un à gauche, l'autre à droite – où la dérivée de l'histogramme s'annule. L'image est seuillée par rapport à ces deux bornes : les voxels dont l'intensité est comprise entre les deux bornes sont gardés, les autres sont supprimés.

Le résultat de ce seuillage n'est pas utilisable directement en raison des imperfections de l'image originale : la lumière du côlon peut correspondre à plusieurs composantes connexes dans l'image seuillée – dues à la présence éventuelle de zones non remplies de liquide – et le bruit de l'image peut introduire de nombreuses petites composantes connexes. On ne conserve donc que les plus grandes composantes connexes, en comparant leur volume V par rapport au volume V_{max} de la plus grande. Si V/V_{max} est inférieur à un rapport donné, la composante est supprimée.

3. DÉTECTION DES POLYPES

La détection automatique de polypes est un sujet relativement peu traité dans la littérature : les méthodes proposées se basent en général soit sur des critères de courbure de la paroi colique, soit sur des systèmes de reconnaissance de forme [2–4]. Nous proposons ici une méthode se basant à la fois sur la morphologie mathématique et sur des critères de forme. Par la suite, nous utiliserons uniquement l'image binaire de la lumière du côlon, issue du seuillage automatique.

3.1. Première caractérisation

Dans le masque de la lumière du côlon, un polype apparaît comme une petite structure sombre. Ces zones sont extraites par un *top-hat* par fermeture (*closing top-hat*, parfois appelé *black top-hat*) [6] :

$$BTH(f) = \phi(f) - f,$$

où ϕ est la fermeture de f . L'élément structurant choisi étant une boule, nous réalisons les opérations d'érosion et de dilatation par des transformées de distance pour garder un résultat proche des érosions et des dilatations par des boules euclidiennes, alors approximées par des boules de chanfrein, tout en minimisant le temps de calcul. Le résultat du *top-hat* contient toutes les zones sombres dont la taille est inférieure à celle de l'élément structurant. Pour une taille convenablement choisie, nous obtenons donc les polypes, plus les haustrations, structures anatomiques en forme de sillon sur la paroi du côlon (fig. 2).



FIG. 2. Superposition du *top-hat* en blanc sur le masque du côlon en gris

3.2. Seconde caractérisation

La seconde caractérisation est géométrique : on peut modéliser les polypes par une forme de cloche collée sur la paroi colique (fig. 3). Si nous considérons trois plans orthogonaux deux à deux, au moins l'un des trois intersecte la cloche selon une ellipse. En appliquant ceci à notre image, l'ellipse étant noire, nous allons rechercher les trous en 2D sur chacune des coupes X, Y et Z.

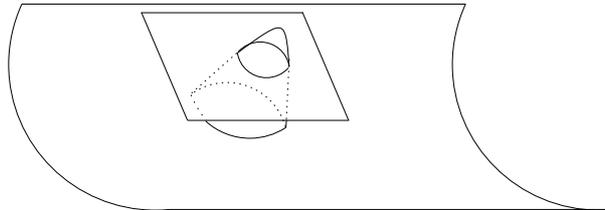


FIG. 3. Polype et trou en deux dimensions

Les deux caractérisations sont ensuite utilisées simultanément par le biais d'une reconstruction de l'image du *top-hat* dans chacune des images des trous 2D, c'est-à-dire que l'on garde uniquement les composantes connexes du *top-hat* dont l'intersection avec l'image des trous est non-vide. Les trois images issues de la reconstruction sont fusionnées par un « ou » logique.

3.3. Correction de la segmentation

Le résultat de l'étape précédente comporte encore trop de bruit pour pouvoir être analysé facilement. Nous allons donc utiliser des critères de taille et de forme pour diminuer le nombre de faux positifs. Ces critères de forme se basent sur ceux proposés par Soler *et al.* [5]. Nous calculons donc les moments d'ordre 0, 1 et 2 de chaque composante connexe, et les utilisons de la façon suivante :

- Le moment d'ordre 0 est le volume V de la composante. Si $V < V_{min}$, la composante est trop petite et est supprimée.
- Les moments d'ordre 1 sont utilisés pour calculer le centre de masse de la composante. Dans le cas d'une composante correspondant à une haustration, le centre de masse de la composante n'est pas inclus dans celle-ci, contrairement aux composantes représentant des polypes, ayant forme nodulaire.
- Les moments d'ordre 2 nous permettent de modéliser la composante par un ellipsoïde. Dans un premier temps, nous calculons les axes de cet ellipsoïde, ainsi que le rapport R_1 de la longueur du plus grand axe sur celle du plus petit. Si $R_1 > R_1^{max}$, la composante est trop allongée et est supprimée. Nous calculons ensuite le rapport R_2 du volume de la composante sur celui de l'ellipsoïde la modelant. Si $R_2 < R_2^{min}$, la composante n'est pas suffisamment nodulaire et est supprimée.

Les seuils V_{min} , R_1^{max} et R_2^{min} sont choisis au préalable en fonction des paramètres d'acquisition de l'image, notamment la taille des voxels.

4. DISCUSSION

Cette méthode, en cours de validation, a été testée sur une vingtaine de cas, avec les rapports V/V_{max} , R_1^{max} et R_2^{min} fixés respectivement à 10, 3, 5 et 0, 7. Pour la majorité, des problèmes lors de l'acquisition gênent la méthode : soit le côlon est mal rempli, soit l'image est floue. De plus, de petites bulles d'air ainsi que des matières fécales résiduelles présentent le même aspect que les polypes, ce qui augmente le nombre de faux positifs. Afin de permettre une interprétation plus facile, deux acquisitions sont réalisées : une en décubitus ventral, l'autre en décubitus dorsal. Les parties du côlon invisibles lors de la première acquisition seront visibles sur la seconde, et réciproquement. On peut alors obtenir une image complète, après recalage des deux images.

5. CONCLUSION

Nous avons développé une méthode de reconstruction automatique du côlon et des ses polypes à partir d'images IRM. L'ajout à cette méthode d'une technique de recalage de deux images d'un même patient acquises dans des positions différentes nous permettra de réduire le nombre de faux positifs.

RÉFÉRENCES

- [1] Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation en Santé, *Place de la coloscopie virtuelle dans le dépistage du cancer colorectal*, janvier 2001.
- [2] S. B. Göktürk, C. Tomasi, B. Acar, C. F. Beaulieu, D. S. Paik, R. Jeffrey, J. Yee, S. Napel, *A statistical 3-D pattern processing method for computer-aided detection of polyps in CT colonography*, IEEE Transactions on Medical Imaging, 20(12), pages 1251–1260, décembre 2001.
- [3] R. M. Summers, C.F. Beaulieu, L. M. Pusanik, J. D. Malley, R. B. Jeffrey, D. I. Glazer, S. Napel, *Automated polyp detector for CT colonography : feasibility study*, Radiology, 216(1), pages 284–290, 2000.
- [4] H. Yoshida, J. Näppi, *Three-dimensional computer-aided diagnosis scheme for detection of colonic polyps*, IEEE Transactions on Medical Imaging, 20(12), pages 1261–1274, décembre 2001.
- [5] L. Soler, H. Delingette, G. Malandain, J. Montagnat, N. Ayache, C. Koehl, O. Dourthe, B. Malassagne, M. Smith, D. Mutter, J. Marescaux, *Fully automatic anatomical, pathological, and functional segmentation from CT scans for hepatic surgery*, Computer assisted surgery, 6(3), pages 131–142, 2001.
- [6] P. Soille, *Morphological image analysis*, Springer, 1999.