

Une Méthode Adaptative pour la Segmentation de Drusen

Zakaria Ben Sbeh⁽¹⁾, Laurent D. Cohen⁽¹⁾, Gérard Mimoun⁽²⁾, Gabriel Coscas⁽²⁾ et Gisèle Soubrane⁽²⁾

⁽¹⁾CEREMADE, U.R.A. CNRS 749, Université Paris 9 - Dauphine 75775 Paris cedex 16, France

Email: zakaria et cohen@ceremade.dauphine.fr

⁽²⁾Service d'Ophthalmologie, Hôpital intercommunal, 40 avenue de Verdun, 94010 Creteil, France

RÉSUMÉ

Le but de ce travail est la segmentation automatique d'images d'angiographie du fond de l'œil pour extraire les drusen, qui sont des taches jaunes, un peu nuageuses situées au niveau de la rétine. Les méthodes classiques de segmentation n'étant pas efficaces pour l'extraction automatique des drusen, nous introduisons une nouvelle approche adaptative.

Nous introduisons un algorithme adaptatif basé sur des transformations issues de la morphologie mathématique. Au calcul de la transformée "maxima $h - \infty$ ", nous proposons une définition automatique du paramètre de contraste h . Nous introduisons également une approche avec une fonction $h(x)$ non constante. Le résultat ainsi obtenu fait ressortir les taches en uniformisant le fond. Notre méthode donne des résultats très satisfaisants sur des images typiques.

ABSTRACT

The goal of this work is the segmentation of angiographic eye fundus images in order to extract "drusen", yellowish deposits at the retina level. Since classical segmentation methods are not efficient for the automatic extraction of drusen, we introduce a new adaptive approach.

We give an adaptive algorithm based on mathematical morphology transforms. For the "maxima $h - \infty$ " transform, we propose an automatic definition of the contrast parameter h . We also introduce an approach with a non constant function $h(x)$. The result highlights the bright blobs over an uniform background.

Our method gives very satisfying results on typical images.

1 Introduction

Les drusen sont des dépôts clairs situés au niveau de l'épithélium pigmentaires rétinien[8]. Les drusen sont les stades initiaux de la Dégénérescence Maculaire Liée à l'Age (DMLA) qui est la première cause de cécité légale après cinquante ans, dans les pays industrialisés. Les drusen apparaissent autour de la cinquantaine et se modifient en nombre et en taille avec le temps. Ils sont à l'origine de complication graves notamment d'hémorragie qui entraînent une baisse très importante de la vision. Le mécanisme exact de l'apparition de ces hémorragies à partir des drusen, n'est pas connu. Néanmoins la modification de taille, de confluence et de coloration des drusen semble un facteur de risque essentiel. C'est pourquoi l'étude quantitative des drusen est un problème important. Les images de fond d'œil étudiées sont obtenues par angiographie à la fluoresceïne. Cette technique visualise les vaisseaux sanguins grâce à l'injection intraveineuse d'un produit de contraste. Une caméra couplée avec un logiciel pilote permet une digitalisation immédiate d'images 1024×1024 . Les exemples présentés correspondent à des régions d'intérêt 256×256 .

Nous présentons une méthode pour segmenter facilement et automatiquement les taches drusen des images d'angiographie digitalisée du fond de l'œil. Les principales difficultés de l'extraction des drusen sont des conditions d'éclairement variables, un fond non uniforme et des taches drusen de tailles et de formes différentes. Notre méthode est basée sur un nouveau type de transformation adaptative, utilisant des opérateurs de filtrage et l'extraction de maxima et minima régionaux. En

pratique quotidienne pour un ophtalmologiste, l'extraction automatique des drusen doit être efficace et fonctionner rapidement sur PC. La priorité à été donnée à la simplicité d'implémentation, tout en étant conscient que des méthodes puissantes existantes pourraient être efficaces, mais sont trop coûteuses pour le moment [5, 3, 7, 10, 6]. La méthode de Gerig [4] fonctionnerait efficacement si les drusen étaient toujours de formes arrondies.

2 Approche Morphologique

Malgré la simplicité apparente du problème, l'extraction des drusen par méthodes classiques n'est pas performante. Comme les drusen correspondent à des régions plus claires, il est naturel d'essayer un simple seuillage pour extraire ces régions. Cependant, les différentes taches ne sont pas homogènes et n'ont pas toutes les mêmes teintes de gris. Ainsi, même avec une détermination empirique du seuil ou une adaptation locale [8], le résultat n'est pas encore satisfaisant pour le médecin. Même si un seuillage par hysteresis [2] donne de meilleurs résultats. Cela est illustré par l'image de gauche de chaque exemple : même en choisissant le meilleur seuil, certaines régions sont bien extraites alors que d'autres sont trop larges ou absentes. La détection de contours est également une méthode peu efficace ; de forts gradients existent à l'intérieur des drusen et le fond de l'image est traversé par des vaisseaux. De plus, pour certains drusen la transition avec le fond est parfois trop douce, ne fournissant pas de contours assez forts. Les outils simples de morphologie

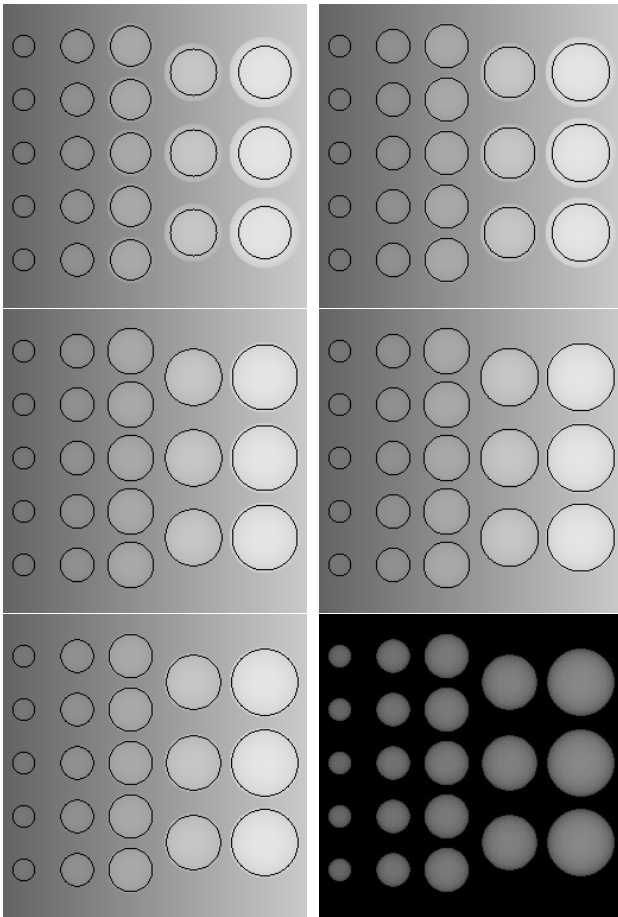


FIG. 1 — Images Test : les taches sont bien détectées malgré les contrastes différents. Les deux premières lignes montrent l'évolution avec le paramètre h constant qui augmente. Sur la dernière ligne, le résultat avec détermination automatique de la fonction $h(x)$ et l'image $T(f)$.

mathématique, comme les dilatations ou les érosions, ne sont pas non plus directement utilisables, car les drusen n'ont pas de taille ou de forme prévisibles. Toutes ces difficultés soulignent la nécessité d'une approche différente, spécifique et parfaitement adaptée au problème.

Comme les régions recherchées sont plus claires que le fond, elles contiennent des maxima locaux. De manière à rendre la segmentation plus robuste, nous lissons l'image d'abord. L'idée est alors "d'écraser" l'image pour ne conserver que les régions drusen sur un fond uniforme. On peut montrer qu'une telle image est obtenue à l'aide d'une dilatation géodésique itérée. La nouvelle image $T(f)$, appelée Maxima $h - \infty$ [9], peut être définie pour une image f et une constante h par $T(f) = f - D_f^\infty(f - h)$. Si f et g sont deux fonctions, la dilatation géodésique itérée sur f appliquée à g , notée $D_f^\infty(g)$ est définie par composition infinie de D_f sur g avec $D_f(g) = \min(D(g), f)$ et $D(g)$ est la dilatation de g avec un élément structurant donné. La dilatation est itérée jusqu'à ce qu'il n'y ait plus de variation sur l'image résultat. A chaque itération, l'opération est accélérée en ne considérant que les pixels qui ne sont pas saturés ($T(f) \neq 0$). L'effet de $T(f)$ sur l'image de départ f est de ramener à 0 tout le fond de l'image

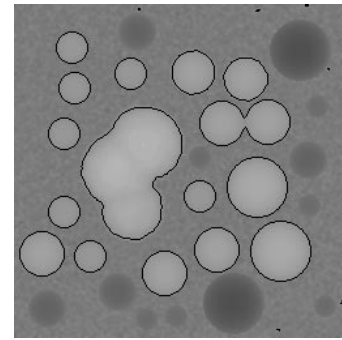


FIG. 2 — Image Test. Remarquer que seules les taches claires sont détectées.

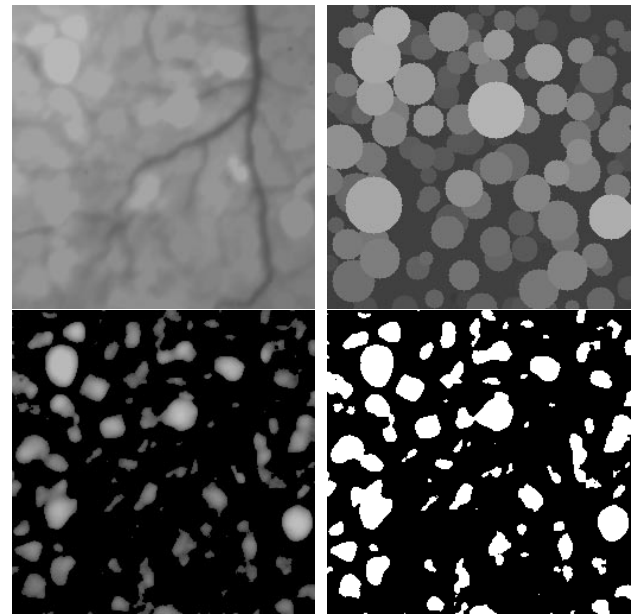


FIG. 3 — Etapes de l'algorithme sur l'image du haut de la figure 5. En haut : à gauche $D_f^\infty(f - h)$, à droite h , en bas à gauche $T(f)$ et à droite $T(f)$ seuillée à 0.

et il ne reste que les taches claires qui ressortent (voir bas de la figure 1). Il suffit donc d'appliquer un seuillage à 0 pour extraire ces régions. C'est le résultat que nous montrons pour les différentes images.

Les figures 1 et 2 montrent le résultat de notre méthode sur des images synthétiques. Ici h apparaît comme une valeur de contraste et le résultat est très dépendant du choix de ce paramètre. Si h est petit, on obtient de petites régions centrées sur les maxima régionaux de l'image. Si h augmente, les régions s'étendent et peuvent se fusionner. La figure 1 montre l'effet de l'augmentation du paramètre h sur le résultat.

3 Détermination automatique du paramètre de contraste h

Nous introduisons deux moyens pour déterminer h automatiquement. Cela permet d'utiliser cette méthode directement sur des images de types différents (voir figures) sans donner

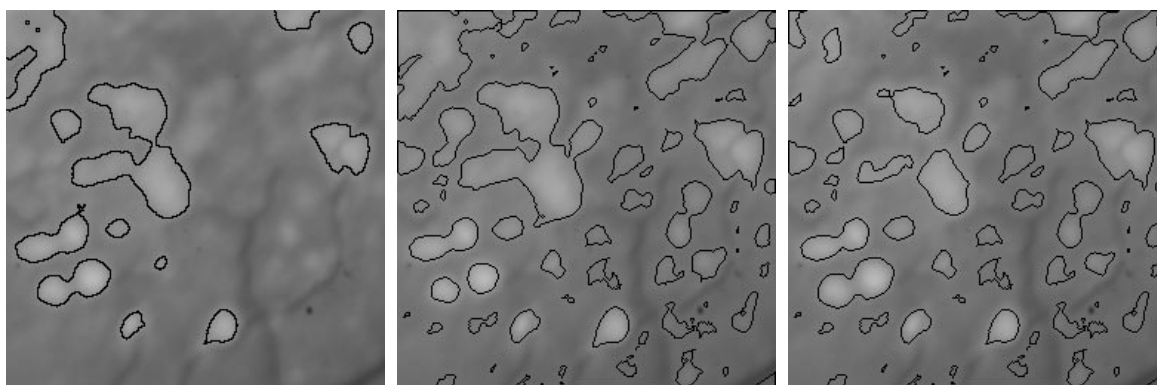


FIG. 4 — Image réelle. A gauche : seuillage par hysteresis, au milieu, notre méthode avec un h constant, à droite, notre méthode avec un h adaptatif.

de paramètres en entrée. De plus amples détails techniques seront publiés dans [1].

Critère uniforme

La première méthode de détermination automatique de h est basée sur l'utilisation de la définition plus forte des "maxima régionaux" utilisée en morphologie mathématique [9]. Une hypothèse raisonnable est de supposer que les taches drusen contiennent des points qui sont des maxima régionaux. Cela permet de les distinguer de points clairs qui ne sont pas dans un drusen, et qui ne sont pas en général des maxima régionaux. Une moyenne de contraste est calculée à partir des différences de valeurs entre un maximum régional et le plus proche minimum régional. Les résultats de l'extraction automatique sont satisfaisants, comme on peut le voir sur l'image du milieu des exemples présentés.

Critère adaptatif

Pour améliorer les résultats, nous avons introduit une seconde manière de définir h comme une fonction de contraste adaptative $h(x)$ au lieu d'une constante. Cette fonction est définie par plateaux constants sur des voisinages centrés sur des maxima régionaux. La taille de ces voisinages et la valeur de h sur un plateau utilisent la position relative des maxima et minima régionaux et le contraste local entre eux. Les résultats sont meilleurs qu'avec une constante h , comme montré sur l'image de droite de chaque exemple. Par rapport à la méthode précédente du critère uniforme, certaines régions qui étaient trop larges ou même fusionnées, ont pu être extraites.

4 Conclusion

L'expérimentation de cette méthode sur un ensemble d'images de qualité habituelle, semble très satisfaisante pour l'ophtalmologiste car elle est automatique, sans réglage de paramètre, et donne des résultats bien meilleurs qu'un simple seuillage. Les résultats ont été validés en les comparant aux résultats du tracé manuel des contours des drusen, par des ophtalmologistes experts spécialisés en angiographie rétinienne. Ceci a été effectué sur une série d'images assez variées, aussi bien pour le contraste que pour les formes des drusen. Les étapes suivantes de ce travail comportent : l'extraction automa-

tique de drusen sur une séquence d'images d'un même patient prises au cours de nombreuses années afin d'analyser de façon quantitative l'évolution naturelle des drusen. Dépister les facteurs de risques, ainsi que les signes annonciateurs des complications. Le diagnostic à ce stade précoce permettrait peut-être un traitement efficace pour empêcher la baisse de vision.

Références

- [1] Zakaria Ben-Sbeh. PhD thesis, Université Paris IX, 1997. A paraître.
- [2] John Canny. A computational approach to edge detection. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, PAMI-8(6) :679–698, November 1986.
- [3] Laurent D. Cohen. On active contour models and balloons. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing : Image Understanding*, 53(2) :211–218, March 1991.
- [4] G. Gerig, G. Szekely, G. Israel, and M. Berger. Detection and characterization of unsharp blobs by curve evolution. In *Proc. of Information Processing in Medical Imaging (IPMI'95)*, Series on Computational Imaging and Vision, pages 165–176. Kluwer, June 1995.
- [5] L. Lifshitz and S. Pizer. A multiresolution hierarchical approach to image segmentation based on intensity extrema. *IEEE Trans on PAMI*, 12(6) :529–540, June 1990.
- [6] Tony Lindeberg. *Scale-space Theory in Computer Vision*. Kluwer Academic Publisher, 1994.
- [7] R. Malladi, J. A. Sethian, and B. C. Vemuri. Shape modeling with front propagation : A level set approach. *IEEE Trans. on PAMI*, 17(2) :158–175, february 1995.
- [8] E. Peli and M. Lahav. Drusen measurement from fundus photographs using computer image analysis. *Ophthalmology*, 93(12) :1575–1580, December 1986.
- [9] Michel Schmitt and Juliette Mattioli. *Morphologie Mathématique*. Masson, 1994.
- [10] H. Tek and B. Kimia. Image segmentation by reaction-diffusion bubbles. In *Proc. Fifth IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV'95)*, pages 156–162, Cambridge, USA, June 1995.n

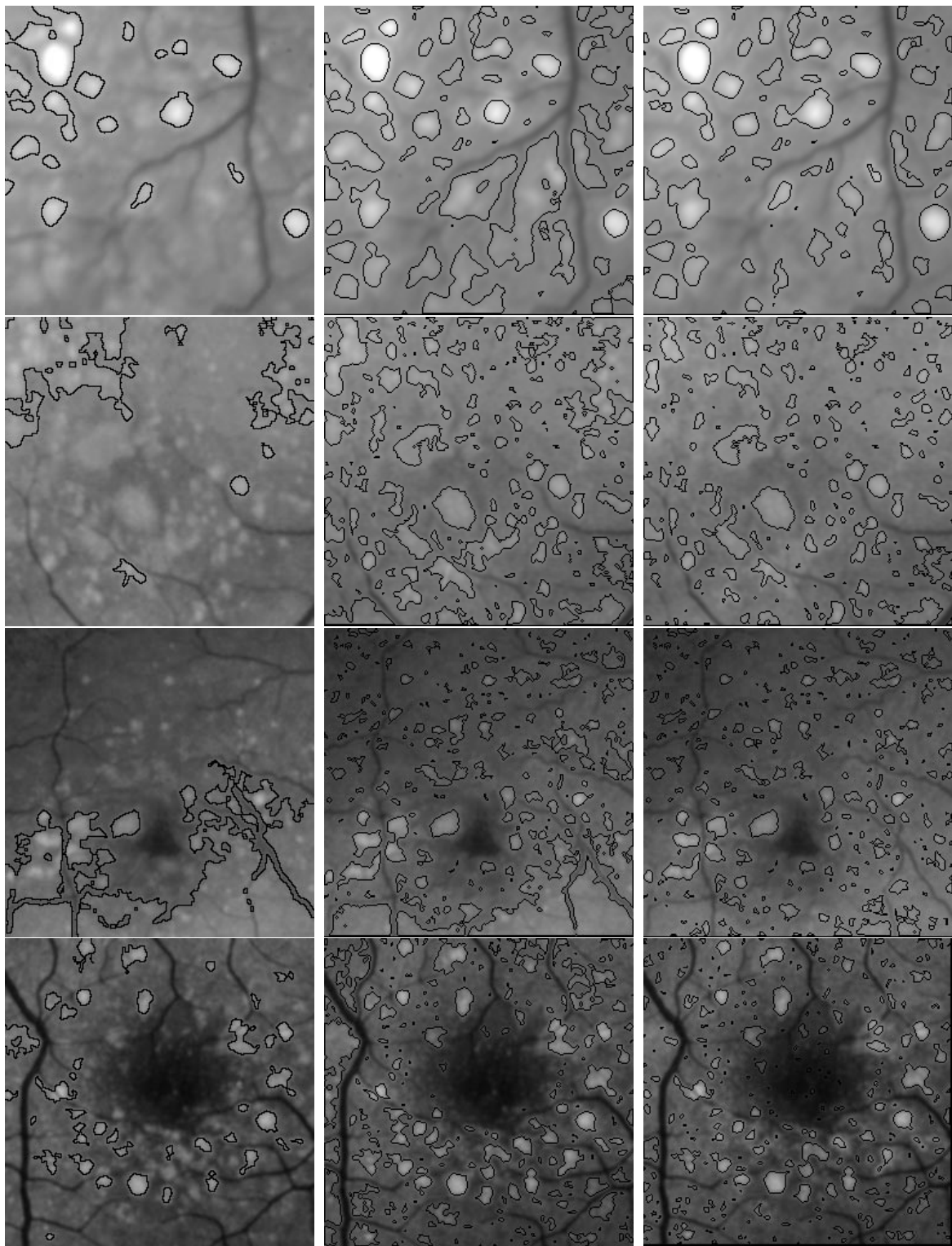


FIG. 5 — Différents types d'images réelles. A gauche : seuillage par hysteresis, au milieu, notre méthode avec un h constant, à droite, notre méthode avec un h adaptatif.