

眼底画像における血管領域の抽出法 -DRIVE DB による評価-

漆間 正太¹ 内山 良一² プロハースカ ズデネク¹ 畑中 裕司³

村松 千左子⁴ 原 武史⁴ 白石 順二² 藤田 広志⁴

¹大分工業高等専門学校電気電子情報工学専攻 〒870-0154 大分市大字牧 1666 番地

²熊本大学大学院生命科学研究部 〒862-0976 熊本県熊本市九品寺 4-24-1

³滋賀県立大学工学部 〒522-8533 滋賀県彦根市八坂 2500

⁴岐阜大学大学院医学系研究科知能イメージ情報分野 〒501-1194 岐阜県岐阜市柳戸 1-1

E-mail: ¹aes1102@cc.oita-ct.ac.jp, ¹zdenek_p@oita-ct.ac.jp, ²{y_uchi, j2s}@kumamoto-u.ac.jp,

³hatanaka.y@usp.ac.jp, ⁴{chisa, hara, fujita}@fjt.info.gifu-u.ac.jp

あらまし 眼底画像における血管抽出は、眼底画像のコンピュータ支援診断システムの開発における重要な基礎技術のひとつである。われわれはモルフォロジーフィルタバンクに基づいた眼底画像の血管強調法を開発した。このフィルタバンクを用いれば、眼底画像における様々な大きさの円形パターンや線状パターンを強調することができる。本手法を DRIVE データベースにおける眼底画像 40 症例に適用したところ、ROC 曲線以下の面積の平均は 0.919 であった。本手法は眼底画像における血管強調に有用であると考えられる。

キーワード 眼底画像, 血管強調, モルフォロジーフィルタバンク, コンピュータ支援診断

Computerized extraction of vessel regions in retinal fundus images

- Performance evaluation using DRIVE Database -

Shota URUMA¹ Yoshikazu UCHIYAMA² Prochazka ZDENEK¹ Yuji HATANAKA³

Chisako MURAMATSU⁴ Takeshi HARA⁴ Junji SHIRAISHI² and Hiroshi FUJITA⁴

¹Dept. of Electrical, Electronic Information Engineering, Oita National College of Technology, 1666 Maki, Oita,

870-0152 ²Faculty of Life Sciences, Kumamoto University, 4-24-1 Kuhonji, Kumamoto-shi, Kumamoto, 862-0976

³Dept. of Electronic Systems Eng., School of Eng., Univ. of Shiga Pref., 2500 Hassaka-cho, Hikone, 522-8533

⁴Dept. of Intelligent Image Information, Graduate School of Medicine, Gifu University, Yanagido 1-1, Gifu 501-1194

E-mail: ¹aes1102@cc.oita-ct.ac.jp, ¹zdenek_p@oita-ct.ac.jp, ²{y_uchi, j2s}@kumamoto-u.ac.jp,

³hatanaka.y@usp.ac.jp, ⁴{chisa, hara, fujita}@fjt.info.gifu-u.ac.jp

Abstract Blood vessel extraction is one important component technology of computer-aided diagnosis for the retinal fundus images. We developed a morphology filter bank for the enhancement of vessel regions in retinal fundus images. By using morphology filter bank, nodular patterns and linear patterns of various sizes can be enhanced. We applied our method to 40 images in the DRIVE database. The results indicated that mean area under the ROC curve was 0.919. Therefore, our method would be useful for the extraction of blood vessels in the retinal fundus images.

Keywords Retinal fundus image, Vessel Extraction, Morphology Filter bank, Computer-aided diagnosis

1. はじめに

簡便で比較的低いコストな眼底画像検査は、健康診断や人間ドックで利用されている。眼底画像検査は、血管の状態を非侵襲に観察できる検査法であり、血液循環器系疾患である高血圧症や動脈硬化症の診断、さらに失明の原因となる糖尿病網膜症や緑内障の早期発見に有用であ

るとされている。健康診断や人間ドックの受診者の増加に伴い、眼底画像検査の実施件数は今後も増加することが予想されるため、医師の負担を軽減するために、眼底画像のコンピュータ支援診断(Computer-Aided Diagnosis, 以下, CAD)に関する研究開発が行われている[1].

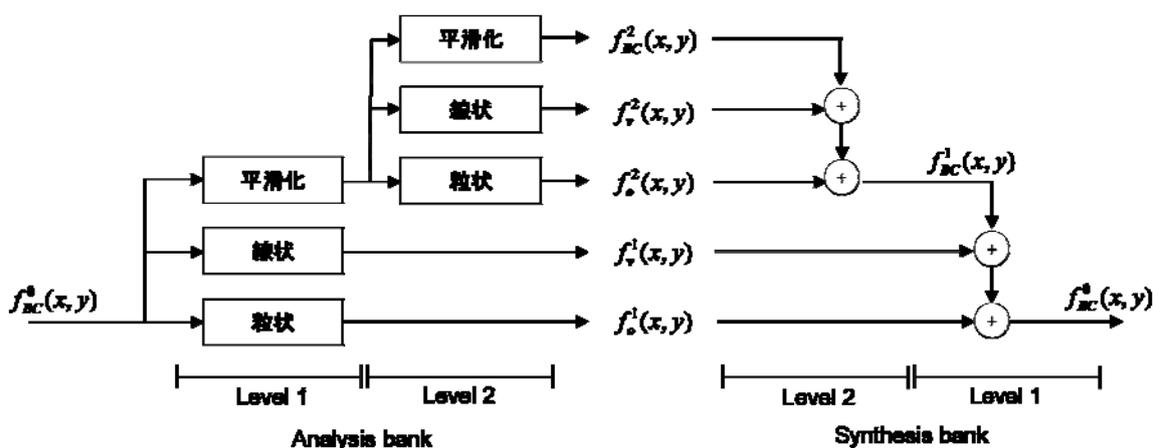


Fig.1 モルフォロジーフィルタバンク . 左側の分析バンクで原画像を様々な大きさの粒状影成分と血管影成分に分解することができる . また , 右側の合成バンクでもとの原画像を完全に再構成できる .

眼底画像における血管領域の抽出は、高血圧症や動脈硬化症の解析に必要不可欠な処理である。これまで、RGBカラー眼底画像のG成分画像から濃淡情報の隆線を検出する手法[2]や、2次元ガボールウェーブレットを用いた手法[3]などが提案されている。

われわれは、モルフォロジーフィルタバンクを用いた眼底画像の血管領域の強調法を提案した[4]。この手法を用いれば、眼底画像における様々な大きさの血管像を強調することができる。しかしながら、先行研究では5症例に対しての実験結果しか得ていなかった。そこで本研究では、公開されているDRIVEデータベース[5]の40症例に本手法を適用し、ROC解析[6]を用いて本手法の有用性を評価した。

2. 方法

2.1 粒状影と血管像の分離

モルフォロジーを用いて原画像に含まれる粒状影と血管影を分離する処理は以下の手順で行うことができる。まず、直線多重構造要素 B_0, B_1, \dots, B_7 を用いてオープニング (Opening) 処理した画像を $f_{B_0}(x, y), f_{B_1}(x, y), \dots, f_{B_7}(x, y)$ とする。ここで、直線構造要素 B_n は 22.5° おきの傾きを持つ半直線とする。このオープニング処理を行った画像の最大値を選んだ画像を $f_B(x, y)$ とする。つまり、

$$f_B(x, y) = \max\{f_{B_0}(x, y), f_{B_1}(x, y), \dots, f_{B_7}(x, y)\}$$

粒状影は上式で得られた画像 $f_B(x, y)$ と原画像 $f(x, y)$ のトップハット変換 (Top-hat transformation) によって抽出することが可能である[7, 8]。

$$f_o(x, y) = f(x, y) - f_B(x, y) \quad (1)$$

画像 $f_o(x, y)$ は原画像に含まれる粒状陰影を強調した結果になる。

画像 $f_B(x, y)$ は、非直線高周波領域が取り除かれた画像である。よって、血管像を強調するためには、この

画像に対して直線構造要素の長さと同じ直径を持つ円形構造要素を用いたトップハット変換を行えばよい[9]。

$$f_v(x, y) = f_B(x, y) - f_{BC}(x, y) \quad (2)$$

ここで、 $f_{BC}(x, y)$ は $f_B(x, y)$ に対して円形構造要素 C によってオープニング処理をした画像であり、画像 $f_v(x, y)$ は原画像に含まれる血管像を抽出した結果である。

2.2 モルフォロジーフィルタバンク

上述した処理により、原画像における粒状影と血管像を分離して抽出することができる。しかし、得られる粒状影と血管像は構造要素の長さに強く依存する。モルフォロジーフィルタバンクは、ウェーブレット解析における多重解像度分解のアイデアを用いて上記の手法に改良を加えることによって様々な大きさの粒状影と血管像を強調する手法である。まず(1)式と(2)式を用いて次式のように変形する。

$$f(x, y) = f_o(x, y) + f_v(x, y) + f_{BC}(x, y) \quad (3)$$

この式の意味するところは原画像 $f(x, y)$ が、粒状影 $f_o(x, y)$ と血管像 $f_v(x, y)$ 、及び平滑化画像 $f_{BC}(x, y)$ に分解できることを表している。抽出された粒状影と血管影の大きさは処理に用いた構造要素の大きさに強く依存している。もし、サイズの大きな構造要素を用いれば大きい粒状影と血管影を抽出することが可能であり、逆に、サイズの小さな構造要素を用いれば小さい粒状影と血管影を抽出することが可能である。

様々な大きさの粒状影と血管影を強調するために、ウェーブレット変換の多重解像度分解を行う[10]。まず、原画像 $f(x, y)$ を解像度ゼロの平滑化画像 $f_{BC}^0(x, y)$ とおき、サイズの小さい構造要素を用いて(3)式の分解を行う。つまり、

$$f(x, y) = f_{BC}^0(x, y) = f_o^1(x, y) + f_v^1(x, y) + f_{BC}^1(x, y)$$

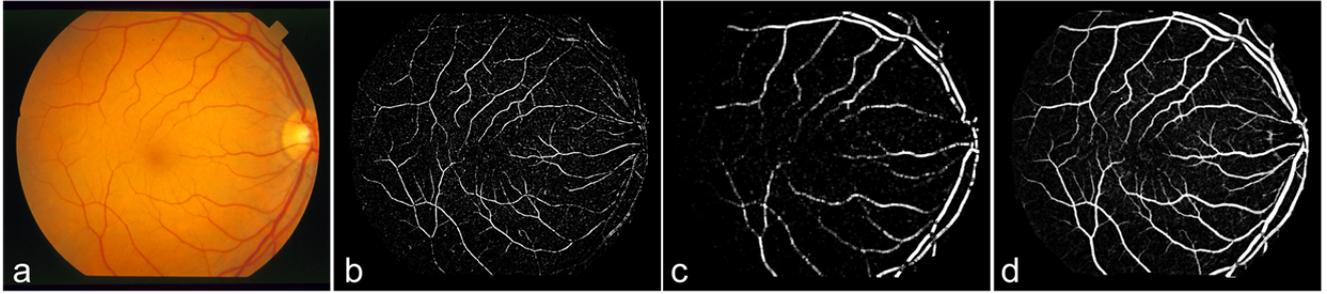


Fig.2 モルフォロジーフィルタバンクによる血管抽出の結果 . (a)原画像 , (b)解像度 1 の血管像 , (c)解像度 3 の血管像 , (d)解像度 1 から 3 までの血管像の和 .

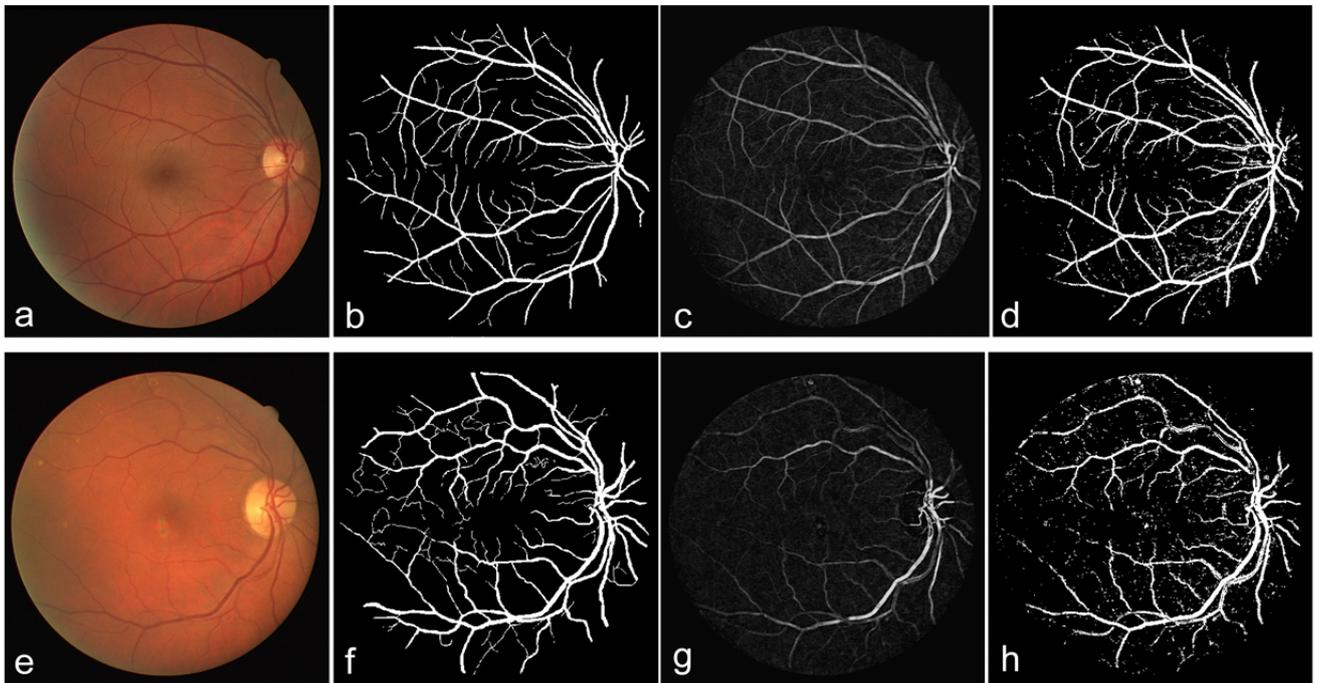


Fig.3 上段は最も良い結果を得た Case19 の例 . (a)原画像 , (b)血管領域の “ Truth ” 画像 , (c)血管強調画像 , (d) 2 値化画像 . 下段は最も悪い結果を得た Case25 の例 .

ここで得られた平滑化画像 $f_{BC}^1(x,y)$ に対してさらにサイズの大きな構造要素で引き続き分解を繰り返す .

$$f_{BC}^1(x,y) = f_o^2(x,y) + f_v^2(x,y) + f_{BC}^2(x,y)$$

この処理を繰り返すことによって , 多重解像度分解を行うことができる .

$$f(x,y) = \sum_{j=1}^N \{f_o^j(x,y) + f_v^j(x,y)\} + f_{BC}^N(x,y)$$

ここで j は解像度を表し , 小さい解像度の画像はサイズの小さな構造要素で分解した成分画像を出力し , 大きい解像度の画像はサイズの大きな構造要素で分解した成分画像を出力する . $f_o^j(x,y)$ は解像度 j での粒状影 ,

$f_v^j(x,y)$ は解像度 j での血管像をそれぞれ表す . この分解は , 式からも判断できるように , すべての分解画像成分を単純に加算 (逆変換) することによって原画像を完全に再構成することが可能である . Fig.1 にモルフォロジーフィルタバンクを示す .

2.3 眼底画像における血管強調

DRIVE データベースにおける眼底画像は RGB のカラー画像である [5] . カラー画像から G 成分画像を作成し , 濃度値を反転した画像を作成する . 次に , 作成した濃淡画像に対して 2.2 節で述べたモルフォロジーフィルタバンクを用いて分解を行う . 分解は解像度 1 から 4 までとし , 解像度 1 から 4 までの血管像 $f_v^j(x,y)$ を加算した画像を最終的な血管強調結果とする . なお , 解像度 1 から 4 までの構造要素の長さは , それぞれ 5 ,

7, 9, 11 画素とした。

3. 実験結果

Fig.2 にモルフォロジーフィルタバンクによる血管強調の結果を示す。Fig.2 に示すように、解像度 1 では細かな血管像が強調されている。一方、解像度 3 では太い血管像が選択的に強調されている。解像度 1 から解像度 4 までの血管像の濃度値の和からなる合成画像を作成することによって、様々な大きさの血管像を強調することが可能である。

DRIVE データベースの 40 症例について本手法を適用した。DRIVE データベースには、医師が手動でマーキングした血管像の“Truth”画像がある。この画像を用いることによって、ROC 曲線を作成し、ROC 曲線以下の面積 (AUC) を求めた。40 症例の平均の AUC は 0.919 であり、標準偏差は 0.018 であった。Fig.3 に最も良い AUC (0.963) を得た Case19 の結果と、最も悪い AUC (0.872) を得た Case25 の例を示す。Case25 はもともと原画像の血管領域と背景領域のコントラストが低い症例である。これらの結果は、血管を強調する処理の結果であるため、今後、偽陽性削除などの処理を追加することによって、さらに高い精度で血管領域を抽出することができると考えられる。

4. 結論

眼底画像における血管の強調法として、モルフォロジーフィルタバンクを開発した。DRIVE データベースの 40 症例による評価では、平均の AUC は 0.919 であった。本手法は、眼底血管領域の強調に有用であると考えられる。

5. 謝辞

岐阜大学大学院医学系研究科知能イメージ情報分野のスタッフの皆様から貴重なご意見を頂きました。また、大分工業高等専門学校制御情報工学科の先生方からご助言を頂きました。深く感謝致します。

文 献

- [1] 中川俊明, 畑中裕司, 村松千左子, 他, “眼底画像のコンピュータ支援診断の現状と課題,” 医用画像情報学会雑誌, vol.25, no.4, pp.70-77, 2008.
- [2] Staal JJ, Abramoff MD, Niemeijer M, et al., “Ridge-based vessel segmentation in color images of the retina,” IEEE Trans Med Imaging, vol.23, no.4, pp.501-509, 2004.
- [3] Oloumi F, Rangayyan RM, Oloumi F, et al., “Detection of blood vessels in fundus images of the retina using Gabor wavelets,” Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, vol.1, pp.6451-6454, 2007.
- [4] Buyandalai A, 内山良一, 畑中裕司, 他, “モルフォロジーフィルタバンクを用いた眼底画像における血管抽出,” 電子情報通信学会技術報告, 110(364), MI2010-101, pp.105-108, 2011.
- [5] <http://www.isi.uu.nl/Research/Databases/DRIVE/>
- [6] 桂川茂彦(編), 医用画像情報学南山堂, 東京, 2002.
- [7] 小畑秀文, モルフォロジー, コロナ社, 東京, 1996.
- [8] 金華栄, 小畑秀文 “多重構造要素を用いたモルフォロジーフィルタによる微小石灰化像の抽出,” 電子情報通信学会論文誌, vol.J75-DII, no.7, pp.1170-1176, 1992.
- [9] 萩原義裕, 小畑秀文, 志田寿夫, “CT 画像を用いたじん肺粒状陰影の抽出とじん肺症自動分類の試み,” Med Imag Tech, vol.16, no.5, pp.578-584, 1998.
- [10] 貴家仁志, マルチレート信号処理, 昭晃堂, 東京, 1995.