

論 文

眼底画像診断支援システムのための血管消去画像を用いた
視神経乳頭の自動認識及び擬似立体視画像生成への応用

中川 俊明^{†a)} 林 佳典^{††} 畑中 裕司^{†††} 青山 陽[†]
 水草 豊^{††††} 藤田 明宏^{††††} 加古川正勝^{††} 原 武史[†]
 藤田 広志[†] 山本 哲也[†]

Recognition of Optic Nerve Head Using Blood-Vessel-Erased Image and Its
Application to Production of Simulated Stereogram in Computer-Aided
Diagnosis System for Retinal Images

Toshiaki NAKAGAWA^{†a)}, Yoshinori HAYASHI^{††}, Yuji HATANAKA^{†††},
 Akira AOYAMA[†], Yutaka MIZUKUSA^{††††}, Akihiro FUJITA^{††††},
 Masakatsu KAKOGAWA^{††}, Takeshi HARA[†], Hiroshi FUJITA[†],
 and Tetsuya YAMAMOTO[†]

あらまし 我々は、眼底画像の異常を自動検出することによって眼科医の診断を支援するコンピュータ支援診断 (CAD) システムの開発を行っている。本研究では、眼底画像の視神経乳頭を認識するために、血管の抽出及び消去を行う手法を提案する。また、血管消去画像の応用例として、患者説明に利用する擬似立体視画像の作成を行った。血管はカラー眼底画像の緑成分画像に対して、モフォロジー演算の一種である Black-top-hat 変換を行い抽出した。抽出した血管領域に対して周囲の画素の RGB 値を利用した補間を行い血管消去画像を作成した。このように作成した血管消去画像を視神経乳頭の認識に適用した。視神経乳頭は、血管消去画像を用いた P-タイル法によって認識した。78 枚の画像を用いて評価実験を行った結果、認識率は 94% (73/78) であった。更に、抽出した血管像及び血管消去画像を利用して、擬似立体視画像の作成を試みた。その結果、血管が網膜の硝子体側を走行している様子を表現できた。本手法が眼底 CAD システムの精度向上に寄与することを示唆した。

キーワード 眼底検査, 血管抽出, 画像補間, コンピュータ支援診断, トップハット変換

1. ま え が き

現在我が国では、生活習慣病などの早期発見のため

に人間ドックを受診する人数が増加しており [1], 眼底検査が多く実施されている。眼底検査の実施件数が増加すれば、診断する医師の負担が大きくなることが予想されるため、コンピュータを用いて画像解析を行い、その結果を医師に提示することによって診断を支援するコンピュータ支援診断 (computer-aided diagnosis: CAD) システムの開発が求められている。眼底写真に関する画像解析はこれまでも多く行われており、血管の抽出法 [2]~[4] や血管幅の測定 [5], 交叉現象の自動認識 [6], 動静脈認識法 [7] などが提案されている。

我々も、眼底画像の診断を行う医師を支援する眼底 CAD システムの開発を行ってきた [8]~[14]。ここでは、血管の交叉部の検出 [8]~[10] や口径不同の判定 [10]~[14], 血管の狭窄部の検出 [13], [14], 出血部

[†] 岐阜大学大学院医学系研究科知能イメージ情報分野, 岐阜市
 Department of Intelligent Image Information, Graduate
 School of Medicine, Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu-
 shi, 501-1194 Japan

^{††} タック株式会社, 大垣市
 TAK Co., Ltd., 4-35-12 Kono, Ogaki-shi, 503-0803 Japan

^{†††} 岐阜工業高等専門学校電子制御工学科, 本巣市
 Department of Electronic Control Engineering, Gifu
 National College of Technology, 2236-2 Kamimakuwa,
 Motosu-shi, 501-0495 Japan

^{††††} 興和株式会社, 浜松市
 Kowa Company, Ltd., 1-3-1 Shinmiyakoda, Hamamatsu-
 shi, 431-2103 Japan

a) E-mail: nakagawa@fit.info.gifu-u.ac.jp

の検出 [10] を行うが、その前段処理として、血管や視神経乳頭などの認識が重要となっている。また、緑内障の診断において、視神経乳頭の形状を解析するが [15], [16], 自動解析のためには、まず、視神経乳頭の位置を正確に認識する手法が必要である。視神経乳頭の認識に関する手法はこれまでにいくつか報告されている [5], [17]~[21]。

Tamura ら [5] は、視神経乳頭が高輝度で白色に近い類円形であるという特徴を利用し、RGB カラー画像から求めた輝度値の最大値の 2% 領域内を候補領域として一次検出している。その後の処理で、ハフ変換を用いて視神経乳頭の輪郭の精密抽出を行うが、一次検出の成功率が最終的な解析結果に大きな影響を与えると予想される。秋田ら [17] は、視神経乳頭が血管の眼底網膜上への入り口であることに注目し、血管の末端から基部へさかのぼって探索を行い、血管画素以外の画素の平均明度を利用して視神経乳頭部代表点を決定している。ただし、この手法は、血管が末端から視神経乳頭部まで途切れずに抽出できることが必要となる。Yannis ら [18] は血管追跡の前段階で視神経乳頭を認識しているが、視神経乳頭は輝度値が高く画像の左中央あるいは右中央に存在するという極めて単純な条件を用いている。Li ら [19] は眼底画像から切り出した小領域の画素値を特徴ベクトルとし、主成分分析によって視神経乳頭を判別した。35 枚の眼底画像を用いた実験では、すべての視神経乳頭が認識された。しかし、切り出す小領域は、輝度値画像の最大値の 1% 領域として選択しているため、視神経乳頭に多くの血管が重なる場合や最大画素値が広範囲に分布する場合に正しい位置の認識が行えるとは限らない。これまでに提案された視神経乳頭が高輝度領域となることを利用した手法は有用ではあるが、視神経乳頭に重なる血管や輝度値画像など単一の画像を利用することの不安定さが問題となる可能性がある。

それに対し、Hoover ら [20] は、輝度値のほかに、血管を線分の集合ととらえ、fuzzy convergence と呼ばれる手法によって抽出した特徴を用いて視神経乳頭を認識している。50 枚の画像を用いた実験の結果から 82% の認識率を得ており、更に、31 枚の正常症例に対しては 100% の認識率を得ている。しかし、高い輝度値の周辺に血管が集まっている症例では失敗している。また、血管が不明りょうな症例には適用が困難であろう。

以上で述べた従来技術は、輝度値を用いる手法では

血管領域の影響を受け、血管抽出に基づく手法では認識精度は血管抽出精度に大きく依存している。血管以外の領域を解析する場合に大きな影響を及ぼす血管は、太くてコントラストが高く明りょうに描出している場合が多く、抽出は容易に行える。これとは反対に、細くてコントラストが低い血管は抽出が比較的困難であるが、輝度値の解析結果などに与える影響は小さいといえる。Mendels ら [21] はモフォロジー演算における Closing 処理を施した画像を用いた動的輪郭抽出による視神経乳頭輪郭の抽出を行い 9 枚の画像に対して良好な結果を得ている。そこで、筆者らは、眼底画像から血管像を消去した血管消去画像を作成し、これを用いて視神経乳頭の認識を行うことを試みた。血管消去画像は、血管領域を抽出し、その背景を推定して求めることによって作成することを検討した。

入力画像に対する背景の推定画像を作成する試みは、その目的によって様々な手法が提案されている。

松山ら [22] は、背景画像と入力画像との差分を計算し物体検出を行う背景差分法に関する手法を提案している。そこでは、あらかじめ様々な照明条件で得た複数の画像から固有画像を作成し、これをもとに背景画像を作成している。また、土田ら [23] は、照明条件の変化や、検出対象が画像上の大部分を占めた場合などの状況にも対応した背景画像推定手法を提案している。良好な結果が得られているが、これらの手法は背景画像をあらかじめ取得しておく必要があり、それが困難な場合や 1 回の撮影で得られる画像を対象とする課題への適用は困難である。

鈴木ら [24] は、画像から形状が周期性をもつ対象物を抽出し、画像から消去する手法を提案している。背景画像を取得しておく必要はなく、フェンスや金網などの対象物を選択的に消去する手法として有用であるが、適用範囲は限定される。

以上で述べた手法は、検出あるいは消去の対象が未知であることに対応するため、事前の背景画像の取得や、検出対象をある特徴をもつ物と限定している。眼底画像における血管は、カメラや撮影距離などの条件が同一であれば、血管の太さは被験者間でそれほど大きな差はなく、画像の大きさに対して十分に小さい。また、周囲に比べて血管の画素値は低くなる傾向がある。よって、これらの前知識を利用して血管を抽出し、血管を消去した領域を血管領域の周囲に存在する画素の画素値から画像補間手法によって内挿して求めることを試みる。

画像補間方式には、主に最近隣内挿法、共一次内挿法（バイリニア法）、共三次内挿法（バイキュービック法）がある [25]。最近隣内挿法は、画像データを内挿したい点（内挿点）に最も近い画像データが存在する点（観測点）の画像データを内挿点の画像データとする内挿法である。内挿点の密度が観測点の密度より高いと、同じ値のデータがいくつも続けて並ぶという短所がある。共一次及び共三次内挿法は、内挿点の画像データを、その点の周囲に存在する観測点の画像データに重みを付け内挿関数から求める方法である。しかし、画像の拡大処理における画像補間を行う場合のように、内挿点の周辺の観測点が、正方格子状に存在するとは限らない。また、内挿点から、血管の走行方向と同じ方向に位置する観測点までの距離は比較的長くなる傾向があるが、このような場合の観測点は内挿に用いるには適しておらず、画像データに含まれることは望ましくない。Ballester ら [26] は濃淡画像を対象として観測点の画像データの連続性を考慮し、内挿点群（欠損領域）の任意の形状に対応した画像補間法を提案している。天野ら [27] は、固有空間法を用いた BPLP (back projection for lost pixels) による画像補間法を提案し、カラーの風景画像に適用した結果を報告している。ただし、内挿点群を含む局所領域が、観測点群の局所領域と類似する画像の自己相関性が前提となっている。また、これらの手法に対し、本研究では補間対象となる領域を自動的に抽出する必要がある。

本論文では、カラーの眼底画像から血管を抽出し、抽出した血管領域の背景の画素値を推定することによって作成した血管消去画像を用いて視神経乳頭の認識を行う手法を提案する。更に、本手法の過程で作成される血管画像及び血管消去画像の応用例として、立体視画像の作成について述べる。

2. 方法

図 1 に提案する手法の処理の流れを示す。入力された眼底画像から、まず、血管を抽出した。次に、抽出した血管像を原画像から削除し、削除した領域の穴埋め処理を行い、血管消去画像を作成した。

視神経乳頭部の認識は血管消去画像に対して P-タイル法 [28] に基づく手法によって行った。また、血管領域の画像と血管消去画像を用いて擬似立体視画像を作成した。

撮影装置は Kowa 社製 nonmyd 7、画像形式は

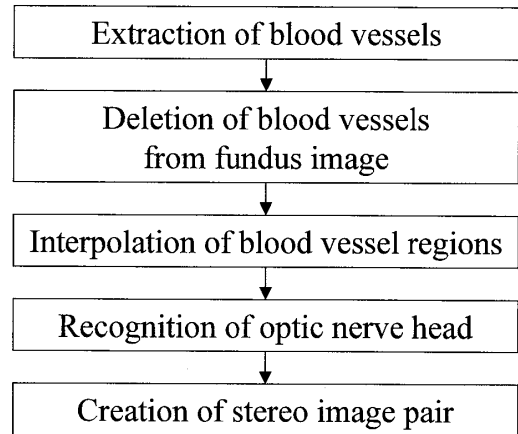


図 1 全体の処理の流れ図

Fig. 1 Flowchart of the overall process.

JPEG 形式の 24 bitRGB カラー画像、画像サイズは 3008 画素 × 2000 画素 (610 万画素) である。

眼底画像の例を図 2(a) に示す。正常眼の眼底検査で観察される色調は、主に網膜毛細血管内の血液と網膜色素上皮の色素に由来する [29]。矢印で示した円形の領域は、視神経の侵入部にあたる視神経乳頭である。視神経の中心を走る網膜中心動脈が、この乳頭の中央から四方へ放散し、広く網膜に分布しているのが分かる。

以下の節で、各処理の詳細について述べる。

2.1 血管抽出

正常網膜では、血管の色 (RGB 表色系における RGB 値) は血管内の血液の色調を反映しているが、周囲の色と比較して暗い (画素値が低い)。特に G 成分の画像において、血管と周囲組織とのコントラストが高くなる。そこで、G 成分画像に対して、周囲と比較して暗い領域を抽出するのに用いられるモフォロジーフィルタの一種である Black-top-hat 変換を用いて血管抽出を行った。Black-top-hat 変換は、入力画像の座標 (x, y) の画素値を z 座標の値とした三次元的な構造物と考え、モフォロジー演算における Dilation 処理及び Erosion 処理からなる Closing 処理をした画像と原画像の差分をとる処理である。Black-top-hat 変換の概要を図 3 に示す。また、各処理における結果画像を図 2(b)~(d) に示す。ただし、これらの画像は RGB 各成分画像に対して Black-top-hat 変換を行ったものである。Dilation 処理は図 3(b) のように、画像を複数の位置ベクトルに従って移動し、対応する画素値の最大値を処理後の画素値とする。Dilation 処理を行った画像を図 2(b) に示す。Erosion 処理は図 3(c) のよ

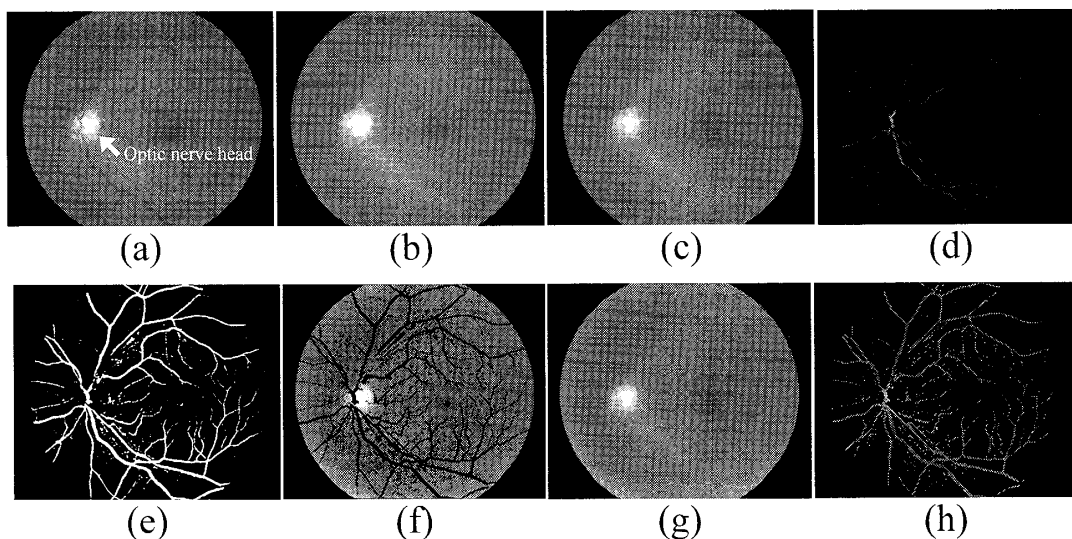


図 2 各処理における結果画像 (a) 原画像, (b) Dilation 処理, (c) Erosion 処理, (d) Black-top-hat 変換, (e) G 成分 2 値化処理, (f) 血管領域削除処理, (g) 血管消去画像, (h) 血管領域画像

Fig. 2 Result images on each process. (a) Original image, (b) Dilation, (c) Erosion, (d) Black-top-hat conversion, (e) Binarization on G image, (f) Deletion of blood vessel regions, (g) Erase of blood vessels, (h) Blood vessel image.

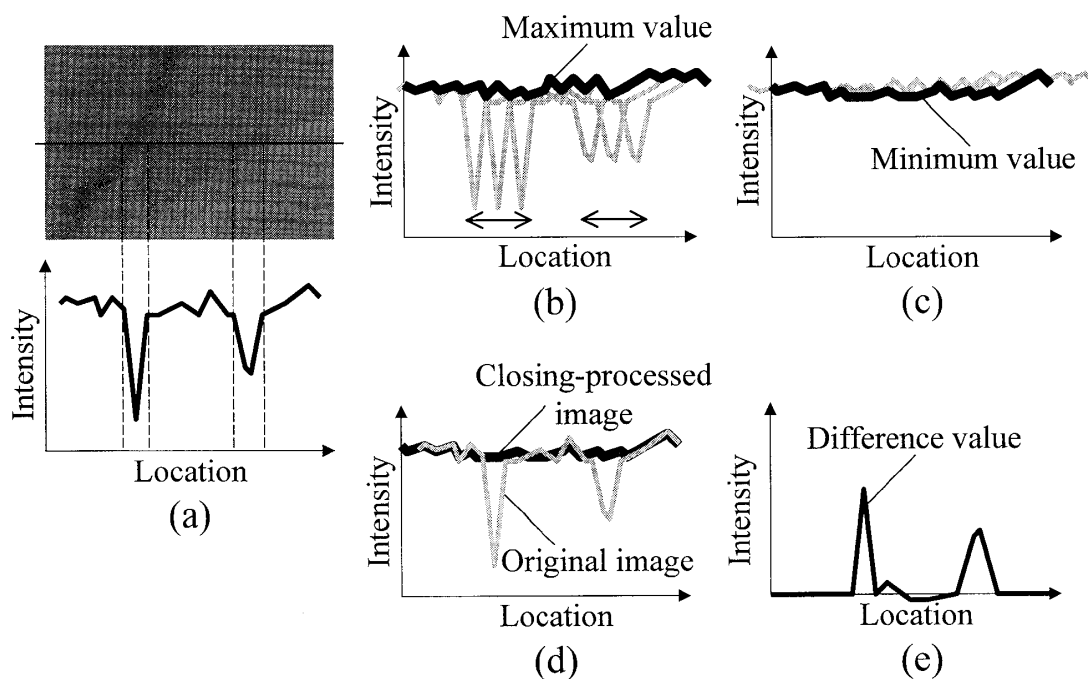


図 3 Black-top-hat 変換における輝度値プロファイルカーブの変化 (a) 原画像, (b) Dilation 処理, (c) Erosion 処理, (d) 原画像とクロージング処理, (e) Black-top-hat 変換

Fig. 3 Transition of intensity profile curve in the black-top-hat conversion. (a) Original image, (b) Dilation, (c) Erosion, (d) Original and Closing processed image, (e) Black-top-hat conversion.

うに、画像を複数の位置ベクトルに従って移動し、対応する画素値の最小値を処理後の画素値とする。図 2 (c) に Dilation 処理及び Erosion 処理を直列に処理、すな

わち Closing 処理を行った画像を示す。眼底画像では、Closing 処理によって血管の領域が消去された。次に、図 3 (d) のように、Closing 処理後の画像と原画像と

の差分をとり、図 2(d) に示すように画素値が周囲と比較して暗い領域が強調された画像を作成した。血管領域が緑色で強調されていることから、血管抽出には G 成分画像が最も適しているといえ、これは、これまでの知見と合致している。なお、モフォロジーフィルタは目的に応じて画像を移動させる複数の位置ベクトルの集合を画素に置き換えた構造要素を選択する必要がある。本研究では視神経乳頭の認識処理における血管像の影響を低減するため、血管の未抽出領域をできるだけ少なくする必要があることから、数枚の画像から最も太い血管の径を調べ、それを直径とする円を構造要素とした。図 2(d) の画像の G 成分画像に対し、あるしきい値で 2 値化を行った血管抽出結果を図 2(e) に示す。なお、2 値化のしきい値は、細かい血管まで抽出されるように実験的に求めた値とした。

2.2 血管の消去

眼底画像に対して、2.1 の処理によって抽出した血管領域の画素値を 0 にすることで原画像から血管領域を消去した。血管領域を消去した画像を図 2(f) に示す。次に、消去した領域に対して、周辺の画素の RGB 値から算出した背景の画素値で補間を行い、血管消去画像を作成した。図 4 に補間方法の説明図を示す。黒で示した画素は血管が消去された画素を表し、白で示した画素は背景の画素を表す。消去された領域の内挿点の画素値 P は、ある一定の距離 d の範囲内に存在し、内挿点から伸ばした線分がすべて消去された領域の内部に含まれるような位置にある背景画素から求めた。線分は内挿点から放射状に等角度間隔で n 方向に伸ばし、 n 個の背景画素の画素値 P_k ($k = 1, \dots, n$) に、それぞれ内挿点からの距離 l_k に反比例する重みを付け、次式を用いて計算した。

$$P = \frac{\sum_{k=1}^n \frac{P_k}{l_k}}{\sum_{k=1}^n \frac{1}{l_k}} \quad (1)$$

距離 d の範囲内にある観測点の個数が、あらかじめ設定した値 m ($m < n$) 未満の場合は、補間処理を行わなかった。そして、すべての内挿点に対して処理を行った後に、補間処理が行われなかった内挿点は、再度、観測点の個数を調べ m 個以上なら補間を行った。観測点が m 個以上となる内挿点の補間が完了した時点で、まだ補間されていない内挿点が存在する場合は、観測点の個数の条件を $m - 1$ として、以上の補間処理をす

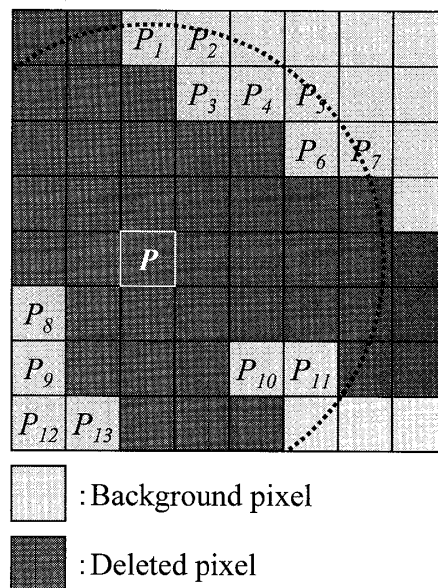


図 4 消去した領域の補間

Fig. 4 Interpolation for erased regions.

べての内挿点が補間されるまで繰り返し行った。

d の値は画像中で比較的太い血管の半径とした。 n は 32 とし、すなわち、観測点は 32 方向から決定した。 m の初期値は 31 とした。

本手法の補間処理によって作成された血管消去画像を図 2(g) に示す。図 2(a) の原画像と比較すると、血管像が低減しているのが分かる。

2.3 血管消去画像を用いた視神経乳頭の認識

視神経乳頭の色調は均等ではないが、眼底画像において画素値が R 成分、G 成分、B 成分ともに比較的高い値をもつ。正常眼では個人差はそれほど小さくなく、また、異常眼底においては、視神経乳頭の大きさは変化することがあるが、その場合でも乳頭の位置の画素値は高い値を示すことが多い。このことから、視神経乳頭の大まかな領域抽出には P-タイル法 [28] を適用した。すなわち、眼底画像の画素値ヒストグラムを作成し、高い値から設定した面積となる画素値をしきい値として 2 値化した。視神経乳頭は、R 成分画像で明らかに描出するが、症例によっては R 成分のみでは境界が不明りょうとなる画像が多くあることが分かった。そこで、図 5 に示すように、RGB 各成分画像 3 枚に対して P-タイル法による 2 値化を行い、3 枚の結果画像を統合して認識結果とした。結果画像を統合する方法は次の二つの方法を検討した。一つは RGB 各画像の 2 値化の結果が 3 枚一致した領域を視神経乳頭の領域とする方法、もう一つは RGB 各画像で 2 枚以

上一致した領域を結果とする方法である。また、これらの結果を、R成分画像のみを用いた場合の結果と比較した。ただし、認識された領域が二つ以上あった場合は、最大面積をもつ領域を視神経乳頭とした。なお、P-タイル法において設定した面積は、正常眼における視神経乳頭の平均的な面積とした。

視神経乳頭縁を横切る血管は、最も太い血管で乳頭径の約10分の1であるが[29]、視神経乳頭の認識結果に、これらの血管が影響を与える。このため、乳頭領域抽出は2.2の処理で作成した血管消去画像を用いて行った。なお、入力画像には、原画像を6×6画素の画素値の平均値を1画素の画素値とする縮小処理を行った画像を用いた。

2.4 血管消去画像と血管画像を用いた擬似立体視画像の作成

網膜中心動静脈は網膜面上を走行し、脈絡膜や網膜色素上皮よりも硝子体側に存在する[29]。よって硝子体側から観察した場合、血管は網膜色素上皮よりも手前を走行する。このことに基づき、立体視画像を擬似的に作成した。ただし、眼底が球面形状をもつことや、視神経乳頭の三次元構造は反映しなかった。これらについては、二次元の画像から三次元構造の情報を得る手法や、深さを計測する装置で得られた情報を利用することが考えられるが、今後の課題とし、今回は血管の走行のみを表現することを試みた。

擬似立体視画像は、血管領域画像(図2(h))を平行移動して血管消去画像(図2(g))に重ね合わせ、もう

一方の眼で観察したような画像を擬似的に作成した。例えば、原画像を右目で観察する画像とするならば、左目で観察する画像は、血管画像を右に平行移動して原画像に重ね合わせて作成される。

3. 結果と考察

デジタル眼底カメラで撮影した眼底画像78枚を用いて実験を行った。画像の内訳は表1に示すように、正常症例は17枚、異常症例は61枚(視神経乳頭部の異常41枚、網膜の異常12枚、白内障8枚)である。異常症例は散瞳して撮影された画像である。

本手法によって眼底画像から血管抽出を行った結果画像の例を図6(b)に示す。結果画像には血管以外の領域が含まれているが、それらを削除する処理として、領域の面積や形状を利用する処理などが考えられる。しかし、本実験では、Black-top-hat変換後の結果画像に対して、評価を行った。評価は、血管領域の抽出不足がないかどうかを考慮して行った。ただし、血管抽出処理は、処理の目的に応じて求められる精度が異なる。すなわち、血管径の測定が目的であれば、厳しい判断基準を用いるべきであり、網膜の解析を行う場合は、血管以外の領域を誤抽出することは問題となる。今回の評価基準においては、目視による評価では良好な結果が得られた。眼底画像の周辺部に存在する血管は、コントラストが低い場合があり、途切れた領域として抽出されることがあった。Black-top-hat変換後のしきい値を固定して2値化を行ったが、このしきい値の設定方法には工夫が必要であろう。

図6(c)に血管消去画像の例を示す。血管抽出及び補間処理によって作成した血管消去画像と、血管領域をClosing処理画像の画素値で埋めた画像、及びBPLP法[27]による画像補間を行った結果を図7に

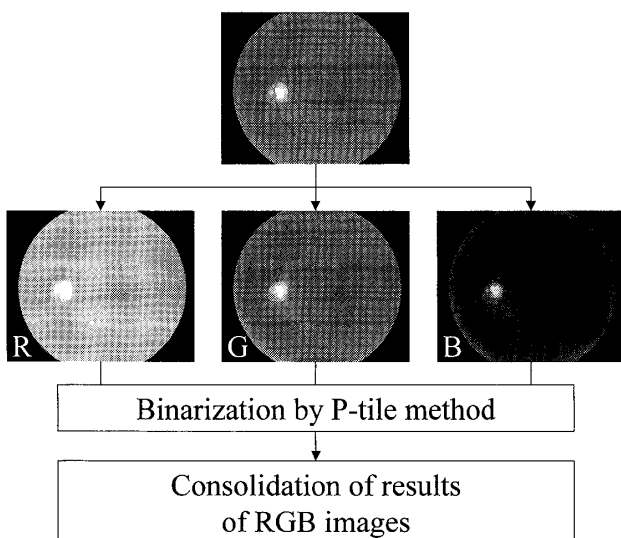


図5 視神経乳頭認識の手順

Fig. 5 Procedure of the recognition of optic nerve head.

表1 視神経乳頭認識に使用した画像の枚数
Table 1 Number of images used in the optic nerve head recognition.

Cases	Number of images
Normal	17
Abnormal optic nerve head (Glaucoma etc.)	41
Abnormal retina (Retinal detachment etc.)	12
Cataract	8
Total	78

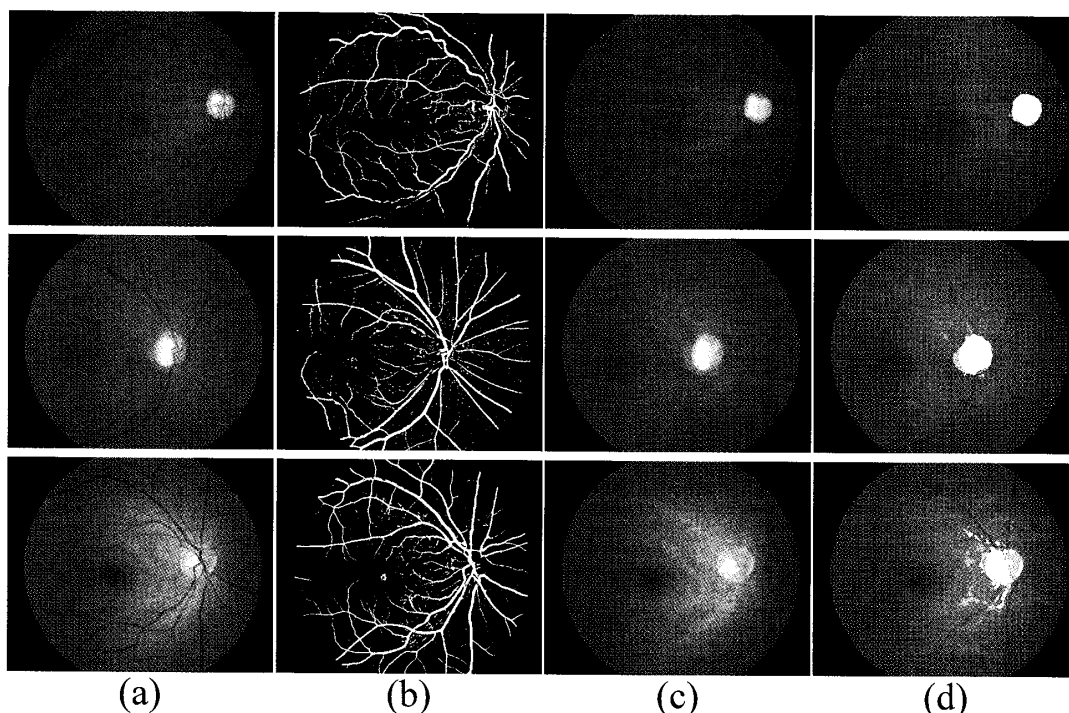


図 6 結果画像 (a) 原画像, (b) 血管抽出, (c) 血管消去, (d) 乳頭認識
 Fig. 6 Result images. (a) Original image, (b) Blood vessel extraction, (c) Blood vessel erasing, and (d) Recognition of optic nerve head.

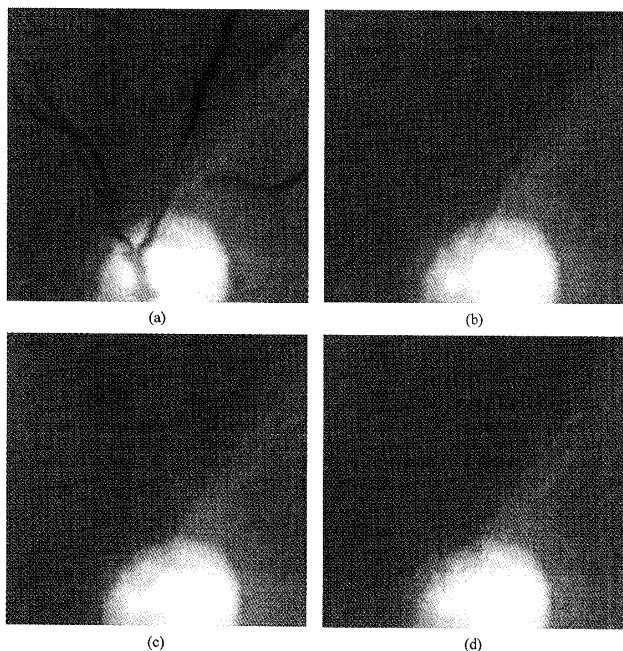


図 7 画像補間の結果 (a) 原画像, (b) 提案手法, (c) Closing 処理画像の画素値を用いて補間した画像, (d) BPLP 法

Fig. 7 Results of image interpolation. (a) Original image, (b) Proposed method, (c) Interpolated image using pixels on closing processed image, and (d) BPLP method.

示す。Closing 処理では血管領域は良好に消去されているものの、同じ画素値をもつ画素が構造要素の形状で並ぶ部分が多くあるため補間された領域が目立っている。提案手法による血管消去画像では、補間した領域が背景領域の画素値に応じて段階的に変化した画素値をもつため、視認されにくく、また、原画像の網膜の情報を多く残していた。BPLP 法による画像補間を行った結果では、視神経乳頭付近で多くのアーチファクトが存在した。これは、学習サンプルに用いた局所画像と視神経乳頭付近の局所画像の自己相関性が低いことが原因と考えられる。背景に比較的大きな画素値の変化がない画像であれば、本手法で推定される画素値は、ある程度妥当であると考えられる。対象物の消去の精度は、対象物の抽出精度に大きく依存する。Black-top-hat 変換に用いる構造要素の選択には、消去する対象物の形状を考慮して決定するが、構造要素より大きい領域は抽出不足となり、小さい領域は抽出過多になる傾向がある。このため、対象物の大きさ及び形状が未知である場合には適していないといえる。また、対象物の大きさが画像と比較して大きく、補間の際の内挿点から観測点までの距離が長くなる場合は、観測点を増加しても内挿点の画素値の推測精度が低くなると考えられる。ただし、眼底写真にお

表 2 各手法における視神経乳頭の認識結果
Table 2 Recognition results of optic nerve heads in each method.

Method	Rate of recognition
R component	82% (64/78)
RGB (3 images)	86% (67/78)
RGB (2 images)	94% (73/78)

ける血管像のように、太さに大きな変化がないような線構造を対象とした場合は有効であると考えられる。Black-top-hat 変換後の結果画像に対して血管以外の領域の除去を行っていないため、血管以外の領域についても眼底画像から消去される場合があった。これらの領域は、血管消去画像の用途によって対応する必要があるが、今回の目的の一つである視神経乳頭の位置認識においては利用できる情報が少ないと考え、無視した。

図 6 (d) に血管消去画像を用いた視神経乳頭認識の結果の例を示す。赤緑青で示す領域は、それぞれ RGB 各成分画像に対する認識結果を示している。RGB 各画像の 2 値化の結果が三つ重なった領域を白で示している。各成分 1 枚のみを用いた認識処理では領域あふれが起りやすいが、あふれる領域が RGB 各画像で異なる傾向があるため、複数の画像を統合すると、視神経乳頭の位置の認識精度が安定することが分かる。表 2 に視神経乳頭認識の各手法の認識精度を示す。評価の方法は、認識した領域の重心を中心とした 150×150 画素の方形領域に乳頭領域が完全に入っていれば成功とした。RGB 画像を用いて 2 枚以上で一致した領域を認識結果とした場合が、94% (73/78) で認識が成功した。この認識率は、R 成分画像のみを用いたとき及び 3 枚が一致した領域を結果としたときの認識精度を上回った。また、血管消去を行わない原画像を用いて 2 枚以上で一致した領域を認識結果としたときの認識率 90% (70/78) よりも高かった。高齢者や強度近視眼では、脈絡膜の血管が透けて見えて赤みが増すため、R 成分画像のみを用いると認識が困難な場合がある。このような場合でも RGB 各成分画像の結果を統合する方法では、形状の抽出に関しては改良の余地があるにしても、位置の認識では満足な結果が得られたと考えられる。また、撮影の際の照明条件や、撮影手技の問題がある場合でも、2 枚以上で一致した領域を認識結果とする手法はその他の手法と比較

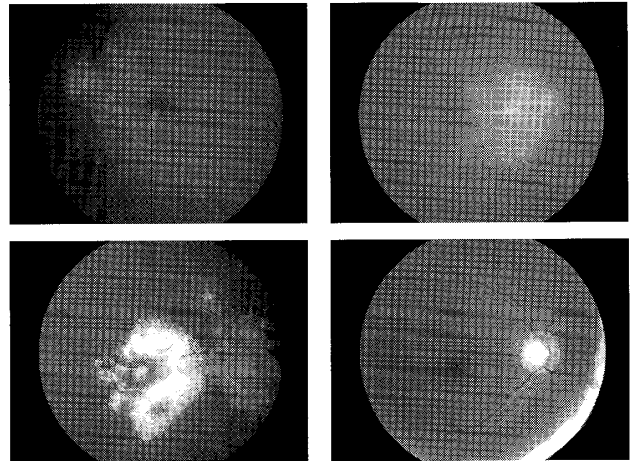


図 8 乳頭認識に失敗した画像

Fig. 8 Failure cases of the optic nerve head recognition.

して頑健性をもっていることがいえた。乳頭認識に失敗した画像例を図 8 に示す。左上の画像は、視神経乳頭部の網脈絡膜萎縮があり、黒い領域が存在し、白い領域が小さい症例である。また、この症例は脈絡膜の血管の輝度値が比較的高い値を示している。右上及び左下の画像は、乳頭部よりも高い輝度値をもつ病変が存在する画像である。右下の画像は撮影が失敗したことによって画像に大きな白い領域ができていて、周辺部においてこの程度の写りの悪さは検診ではしばしばあるため、実用性を考えた場合に若干問題になる可能性がある。これらの画像に対しては、輝度値を用いた手法では乳頭の位置を正しく認識することが困難であると考えられ、抽出した領域の位置や形状及び血管の情報などを用いた判別処理の追加によって、改善されると予想される。大きな異常をもつ症例や撮影の失敗が原因の画像以外では、100%の認識率を得た。ただし、緑内障の自動解析などを行う場合には、位置の認識だけでは不十分であり、輪郭の高精度な抽出が要求される。これは眼底 CAD システムにとって重要であるが、輪郭抽出については今後の課題とする。

原画像を用いた場合と血管消去画像を用いた場合の視神経乳頭抽出結果を図 9 に示す。視神経乳頭は、血管の影響を受けることなく、大まかな領域を抽出することができた。図 9 (b) の結果に対して Closing 処理を行えば図 9 (c) のような結果が得られるが、血管消去画像を利用する目的は、位置の認識精度の向上である。P-タイル法によって 2 値化を行う際、あらかじめ視神経乳頭領域の面積を設定するが、血管消去画像を利用することによって、2 値化される領域の面積が設

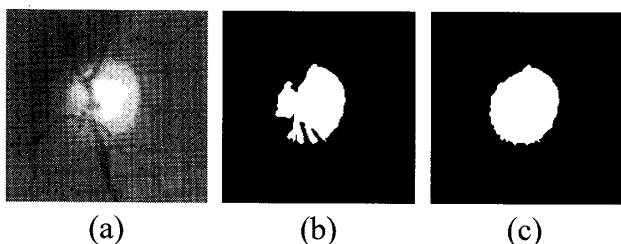


図9 視神経乳頭の認識結果 (a) 原画像の視神経乳頭部, (b) 原画像を用いた認識結果, (c) 血管消去画像を用いた認識結果

Fig.9 Result of optic nerve head recognition. (a) Original image, (b) Result with using original image, and (c) Result with using blood-vessel-eliminated image.

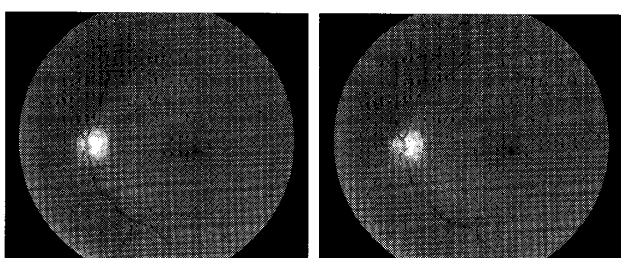


図10 擬似立体視眼底画像 (a) 原画像, (b) 擬似立体視画像

Fig.10 Images for stereoscopic vision. (a) Original image and (b) Simulated stereogram.

定値に近くなるため、認識処理がより頑強になるものと思われる。実際の領域よりも小さく抽出する部分があったが、これは、視神経乳頭と網膜の境界部分では色が網膜の色に近くなる傾向があるため、P-タイル法だけでは精度の高い抽出までは困難であると考えられる。

血管抽出画像擬似立体視画像を図10に示す。この2枚の画像を用いて立体視を行った。擬似立体視画像の作成では、視神経乳頭領域の血管には、不自然な立体感が生じた部分があったものの、血管が網膜の硝子体側を走行している様子が表現できた。視神経乳頭の領域は奥にへこんでいるが、 z 軸方向の座標に、人工的な値を用いたり、輝度値を擬似的に利用したりすることで、表現することは可能であろう。

眼底の詳細な観察を行う上で、眼底写真による検査は有効であるが、三次元的な構造をもつ眼球を二次元の画像に写すため、解剖学的な知識がない受診者にとって、理解は困難なものである。その構造を三次元的に観察できる方法として、同時に2方向からの撮影を行う方法がある。また、複数方向より撮影された眼底画像から三次元的な情報を得る手法も提案されてい

る[30],[31]。しかしながら、広く普及している二次元画像の眼底撮影装置ではなく、立体眼底写真専用の装置が必要であり、簡便性では劣る。二次元画像から、立体視が行える画像を作成することが可能となれば、眼底の構造に対する受診者の十分な理解が容易に得られる。そして、受診者の眼底構造の理解が深まれば、症状や治療方法の説明がより容易に、かつ効率的に実施でき、受診者自身で十分に考えることが可能な材料を提示できることで、インフォームドコンセントへ寄与できる可能性がある。更に、十分な説明が行えることから、受診者の満足度の向上が期待される。また、簡便性に優れ、立体画像撮影装置を必要としないため、医療コストの削減につながると予想できる。

4. む す び

眼底画像から血管を抽出し、抽出した血管を原画像から消去した血管消去画像を作成する新しい補間手法を考案した。また、血管消去画像を用いて視神経乳頭の位置を認識する手法を提案した。78枚の画像を用いて評価実験を行った結果、認識率は94%(73/78)であり、大きな異常をもつ症例や撮影の失敗が原因の画像を除く症例に対しては100%の認識率を得た。また、1枚の二次元カラー眼底画像から作成した血管画像及び血管消去画像を用いて擬似立体視画像を作成した。その結果、血管が網膜の硝子体側を走行している様子を表現できた。擬似立体視画像は診断には利用することはできないが、患者に対する眼底構造の説明や、教育目的で利用することは十分可能であると期待する。血管消去画像が眼底CADシステムに有用であることが示唆された。

今後は、眼底CADシステムにおける病変検出処理への血管消去画像の適用や、視神経乳頭の精密な抽出や形状解析、また、視神経乳頭領域の血管走行が表現可能な擬似的立体視画像の作成手法の開発を行う予定である。

謝辞 本研究の一部は、文部科学省の知的クラスター創成事業(岐阜・大垣地域「ロボティック先端医療クラスター」)の援助で行われました。

文 献

- [1] 田村政紀, 健診・人間ドックの歴史, 健診・人間ドックハンドブック, 日野原重明(監修), pp.2-4, 中外医学社, 2004.
- [2] 松井瑞夫, 田代忠正, 松本 和, 山本真司, “眼底写真の自動定量診断に関する研究その1 血管像の抽出方法,” 日本眼科学会誌, vol.77, no.8, pp.209-220, 1973.
- [3] 大森裕明, 山村結真, 武田 朴, 梁島謙次, 内山明彦, “眼

- 底画像のパノラマ合成—モルフォロジカルフィルタを用いた血管抽出,” 医用電子と生体工学, vol.39 (特別号), p.479, 2001.
- [4] F. Zana and J.C. Klein, “Segmentation of vessel-like patterns using mathematical morphology and curvature evaluation,” *IEEE Trans. Image Process*, vol.10, no.7, pp.1010–1019, 2001.
- [5] S. Tamura, Y. Okamoto, and K. Yanashima, “Zero-crossing interval correction in tracing eye-fundus blood vessels,” *Pattern Recognit.*, vol.21, no.3, pp.227–233, 1988.
- [6] 横内久猛, 山本真司, 鈴木孝治, 松井瑞夫, 加藤 謙, “眼底写真の自動認識 (その 1) 血管境界線抽出による眼底写真中の交叉現象の自動認識,” 医用電子と生体工学, vol.12, no.3, pp.123–130, 1974.
- [7] 秋田興一郎, 久家秀樹, “眼底画像における血管パターンの認識方法,” 信学論 (D), vol.J64-D, no.8, pp.729–736, Aug. 1981.
- [8] 杉尾一晃, 国枝孝光, 藤田広志, 原 武史, 河瀬 剛, 小川和美, 国立 勉, “眼底写真における血管解析に関する研究—血管とその交叉部の抽出,” 医用画像情報学会雑誌, vol.16, no.39, pp.173–178, 1999.
- [9] 杉尾一晃, 国枝孝光, 藤田広志, 原 武史, 河瀬 剛, 小川和美, 石田 亨, 稲垣充廣, “眼底写真における血管交叉部の解析,” 日本放射線技術学会雑誌, vol.56, no.3, pp.507–509, 2000.
- [10] J. Hayashi, T. Kunieda, J. Cole, R. Soga, Y. Hatanaka, M. Lu, T. Hara, and H. Fujita, “A development of computer-aided diagnosis system using fundus images,” *Proc. 7th International Conference on Virtual Systems and MultiMedia (VSMM)*, pp.429–438, 2001.
- [11] 陸 苗, 畑中裕司, 月山佳大, 曾我竜介, 原 武史, 国枝孝光, 藤田広志, 内田英哉, 青山 勝, 山本哲也, “Automatic distribution and shape analysis of blood vessels on retinal images,” 信学技報. MI2002-126, 2003.
- [12] 畑中裕司, 原 武史, 周 向栄, 青山 陽, 内田英哉, 藤田広志, 山本哲也, “眼底写真における血管の追跡処理による動脈の口径不同の自動検出,” 生体医工学, vol.42, no.4, pp.236–240, 2004.
- [13] Y. Hatanaka, X. Zhou, T. Hara, H. Fujita, Y. Hayashi, A. Aoyama, and T. Yamamoto, “Automated detection algorithm for abnormal vessels on retinal fundus images,” *Proc. 10th International Conference on Virtual Systems and MultiMedia (VSMM)*, pp.303–306, 2004.
- [14] Y. Hatanaka, T. Nakagawa, Y. Hayashi, A. Aoyama, T. Hara, H. Fujita, T. Yamamoto, Y. Mizukusa, A. Fujita, and M. Kakogawa, “Automated detection algorithm for arteriolar narrowing on fundus images,” *Proc. 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)*, paper#291, 2005.
- [15] 鈴木康之, “眼底所見と EBM,” 眼科, vol.46, pp.1137–1142, 2004.
- [16] 三嶋 弘, 阿部春樹, 新家 眞, 山本哲也, よくわかる緑内障検査法, メディカルレビュー社, 2003.
- [17] 秋田興一郎, 久家秀樹, “眼底画像における特徴箇所検出と解析の方法,” 信学論 (D), vol.J64-D, no.10, pp.955–962, Oct. 1981.
- [18] Y. Yanniss and P.M. Stavros, “A fuzzy vessel tracking algorithm for retinal images based on fuzzy clustering,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.17, no.2, pp.263–273, 1998.
- [19] H. Li and O. Chutatape, “Boundary detection of optic disk by a modified ASM method,” *Pattern Recognit.*, vol.36, no.9, pp.2093–2104, 2003.
- [20] A. Hoover, M. Goldbaum, “Locating the optic nerve in a retinal image using the fuzzy convergence of the blood vessels,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol.22, no.8, pp.951–958, 2003.
- [21] F. Mendels, C. Heneghan, and J.P. Thiran, “Identification of the optic disk boundary in retinal images using active contours,” *Proc. Irish Machine Vision and Image Processing Conference*, pp.103–115, 1999.
- [22] 松山隆司, 和田俊和, 波部 斉, 棚橋和也, “照明変化に頑健な背景差分法,” 信学論 (D-II), vol.J84-D-II, no.10, pp.2201–2211, Oct. 2001.
- [23] 土田 勝, 川西隆仁, 村瀬 洋, 高木 茂, “背景差分法による物体検出を目的とした逐次モンテカルロ法による背景推定,” 信学論 (D-II), vol.J87-D-II, no.5, pp.1062–1070, May 2005.
- [24] 鈴木 博, 玉木 徹, 山本正信, “画像復元のための周期的な速い物体の抽出,” 信学論 (D-II), vol.J87-D-II, no.5, pp.1189–1192, May 2004.
- [25] 高木幹雄, 下田陽久, 新編画像解析ハンドブック, 東京大学出版会, 2004.
- [26] C. Ballester, M. Bertalmio, V. Caselles, G. Sapiro, and J. Verdera, “Filling-in by joint interpolation of vector fields and gray levels,” *IEEE Trans. Image Process.*, vol.10, no.8, pp.1200–1211, 2001.
- [27] 天野敏之, 佐藤幸男, “固有空間法を用いた BPLP による画像補間,” 信学論 (D-II), vol.J85-D-II, no.3, pp.457–465, March 2002.
- [28] 英保 茂, 医用画像処理, 朝倉書店, 1992.
- [29] 渡邊郁緒, 上野 眞, 鑑別診断のための眼底アトラス, 文光堂, 1995.
- [30] 奥富正敏, 吉崎 修, 富田剛司, “カラーステレオマッチングとその視神経乳頭 3 次元計測への応用,” 信学論 (D-II), vol.J76-D-II, no.2, pp.342–349, Feb. 1993.
- [31] 野網順子, 本谷秀堅, 出口光一郎, “眼底画像の重ね合わせによる眼底 3 次元パターンの復元手法,” 信学技報, MI99-9, 1999.

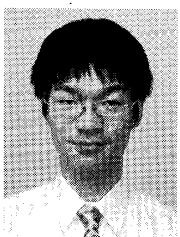
(平成 18 年 1 月 19 日受付, 5 月 6 日再受付)



中川 俊明

平 9 藤田保健衛生大・衛生・診療放射線技術卒。平 11 鈴鹿医療科学大大学院医療画像情報学研究科修士課程了。平 14 岐阜大大学院工学研究科博士後期課程電子情報システム工学専攻了。同大バーチャルシステムラボラトリー中核的研究機関研究員。

平 17 同大大学院医学系研究科産官学連携研究員。博士 (工学)。主にコンピュータ支援診断システムに関する研究に従事。日本生体医工学会, 医用画像情報学会, 日本医用画像工学会, 日本放射線技術学会各会員。



林 佳典

平 13 静岡大・情報・情報社会卒。同年, タック (株) 入社後, 健診システムの開発等に従事。現在, 岐阜大学大学院医学系研究科知的クラスター創成事業共同研究員。主に医用画像処理に関する研究に従事。日本医用画像工学会会員。



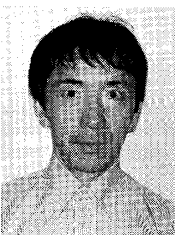
畑中 裕司 (正員)

平 6 岐阜高専・電子制御卒。平 6 イビデン (株) 入社。平 9 富山高専・専攻科・機械・電気システム工学専攻了。平 11 岐阜大大学院・工・博士前期課程電子情報工学専攻了。平 14 同大大学院・工・博士後期課程電子情報システム工学専攻了。現在, 岐阜高専・電子制御・助手。博士 (工学)。パターン認識, 及びその医用画像への応用に関する研究に従事。日本生体医工学会, 医用画像情報学会, 日本医用画像工学会, 日本放射線技術学会, コンピュータ支援画像診断学会, 画像電子学会各会員。



青山 陽

2000 岐阜大・医・医学卒。現在岐阜大学医学部附属病院眼科医員。緑内障の治療・研究に従事。日本眼科学会, 日本眼科手術学会, 日本緑内障学会各会員。



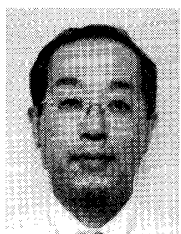
水草 豊

1986 興和 (株) 入社。工業用・医用機器製品の電気回路設計開発を経て, 現在, 工業用・医用画像処理に関する開発研究に従事。



藤田 明宏

昭 52 信州大・工・精密工学卒, 昭 52 興和 (株) 入社。



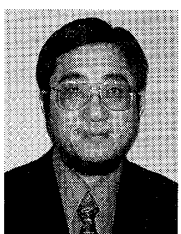
加古川正勝

昭 49 揖斐川電気工業 (株) (現, イビデン (株)) 入社。昭 51 タック (株) に転籍。現在, 技術部に所属。



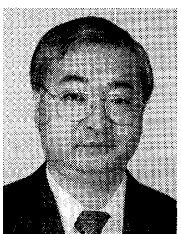
原 武史 (正員)

平 7 年 12 月岐阜大学大学院工学研究科退学, 同大学工学部応用情報学科技官。平 9 同助手。平 13 同助教授。平 14 同大大学院医学系研究科再生医科学専攻助教授。工博。医用画像のための画像処理及び画像認識, コンピュータ支援診断 (CAD) システムの開発に関する研究に従事。日本生体医工学会, 医用画像情報学会, 日本医用画像工学会等各会員。



藤田 広志 (正員)

1976 岐阜大・工・電気卒。1978 同大大学院工学研究科修士課程了。同年岐阜高専・助手, 1986 同・助教授。この間, 1983~1986 シカゴ大学ロスマン放射線像研究所・客員研究員。1991 岐阜大学工学部・助教授, 1995 同・教授, 2002 同大大学院医学系研究科 (知能イメージ情報分野)・教授。工博。医用画像情報学会 (会長), コンピュータ支援画像診断学会 (副会長), 医用画像研究会 (副委員長), 日本医用画像工学会 (幹事), 日本放射線技術学会 (評議員) 等各会員。



山本 哲也

1979 東大・医・医学卒。医博。現在岐阜大学大学院医学研究科・教授。緑内障の治療・研究に従事。日本眼科学会 (評議員), 日本緑内障学会 (評議員), 日本眼薬理学会 (評議員), International Glaucoma Society 各会員。