

1 枚の 2 次元眼底画像を用いた 3 次元眼底画像の構築

中川 俊明, 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

岐阜大学大学院医学系研究科 〒501-1194 岐阜県岐阜市柳戸 1-1

[†] タック株式会社 〒503-0803 岐阜県大垣市小野 4-35-12

^{††} 岐阜工業高等専門学校 〒501-0495 岐阜県本巣市上真桑 2236-2

[‡] 興和株式会社 〒431-2103 静岡県浜松市新都田 1-3-1

(2006 年 4 月 1 日受付 2006 年 4 月 11 日受理)

Three-dimensional Reconstruction using a Single Two-dimensional Retinal Image

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

Graduate School of Medicine, Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu-shi, Gifu 501-1194, Japan

[†] TAK Co., Ltd., 4-35-12 Kono, Ogaki-shi, Gifu 503-0803, Japan

^{††} Gifu National College of Technology, 2236-2 Kamimakuwa, Motosu-shi, Gifu 501-0495, Japan

[‡] Kowa Company, Ltd., 1-3-1 Shinmiyakoda, Hamamatsu-shi, Shizuoka 431-2103, Japan

(Received April 1, 2006, in final form April 11, 2006)

Abstract : We have been developing a computer-aided diagnosis (CAD) system to detect abnormalities in color retinal images. Techniques have been proposed for automatic extraction of blood vessels (BVs), automatic measurement of diameter of BVs, erasing BVs, and detection of optic disk region in the works. In this study, these techniques were applied to automatic 3D reconstruction using a single 2D fundus image. The BVs were extracted by using mathematical morphology operator from the green component of the RGB value of color retinal images. Next, the BVs were erased from the image and then erased pixels were interpolated by using the RGB values of pixels in surrounding region. The diameter of BV was defined as minimum length of line segment between the BV walls. 3D configuration of optic disk region was reconstructed using intensity of pixel values in BV-erased image as information of the depth. The 3D fundus image was able to express that blood vessels passed along the vitreous side of the retina and the optic disk's concave shape. It can be used as an assisting tool for test subjects to understand the anatomy of the fundus image.

Key words : Retinal image examination, Segmentation, Computer-aided diagnosis (CAD), 3D reconstruction

1. はじめに

現在わが国では、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。眼底画像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 [2,3] や血管幅の測定 [4], 交叉現象の自動認識 [5], 動静脈認識法 [6] などが提案されている。

われわれも、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 [7-12]。そこでは、血管の交叉部の検出 [7-9] や口径不同の判定 [9-12], 血管の狭窄部の検出 [12], 出血部の検出 [9] を行う。

一方、眼底の詳細な観察を行う上で、眼底画像による検査は有効であるが [13, 14], 3 次元的な構造をもつ眼球を 2 次元の画像に写しこむため、解剖学的な知識が無い受診者にとって、理解は困難なものと予想される。3 次元構造を表現できる画像を 2 次元画像から構築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これまでより容易に、かつ効率的に実施できる可能性がある。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は、インフォームドコンセントへ大きく寄与し、受診者の満足度の向上が期待される。

眼底構造を 3 次元的に復元する方法は、これまでにいくつか提案されてきた [15-19]。奥富ら [15] は、僅かに異なる 2 方向から撮影するステレオ写真に基づき、3 次元計測を試みている。出口ら [16, 17] もステレオ写真を利用した同様の手法を提案している。野網ら [18] は複数方向より撮影された眼底画像から 3 次元的な情報を得る手法を提案している。ただし、これらの手法は 2 方向以上から撮影された画像を利用するため、眼科検診や人間ドックなどで通常行われている 1 方向撮影には適用できず、新たに撮影を追加する必要がある。また、広く普及している 2 次元画像の眼底撮影装置を用いてステレオ撮影を行うことも可能ではあるが、手技が煩雑になる場合が多い。立体眼底画像専用の装置を用いれば、ステレオ画像が容易に得られるが、一般に通常の眼底撮影装置と比較して非常に高価であるため、広く普及するためには大幅なコストダウンが必要であろう。さらに、従来技術で得られる 3 次元画像は 3 次元構造を有するものの、網膜を単純な 2 次曲面に近似している場合が

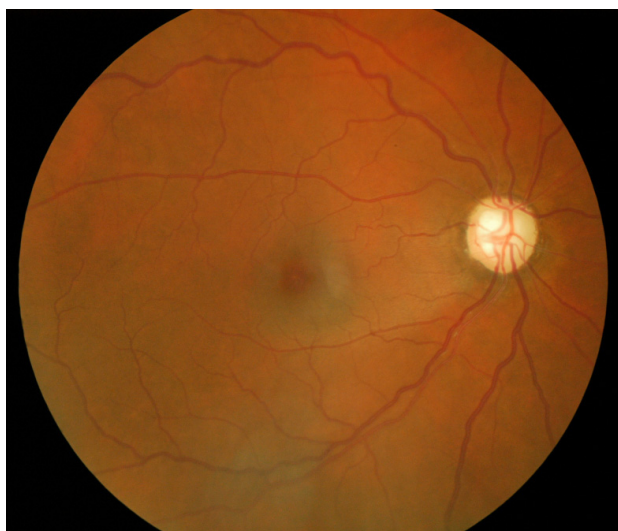


Fig.1 An example of a retinal image.

あり、血管の走行状態や視神経乳頭の陥凹などの構造が理解しやすいとはいえない。

以上のことから、本研究では、一般に広く用いられている眼底撮影装置で1方向から1回の撮影で得られた1枚の2次元眼底画像から、患者説明のための3次元眼底画像を構築することを試みた。そこでは、これまでにわれわれが開発した眼底画像CADシステムの要素技術を用いて、血管の抽出および口径計測や視神経乳頭の領域抽出を行い、それらの情報と解剖学的知識に基づいた構築を行う。

眼球は角膜、虹彩、水晶体、網膜などから構成されている[20]。眼底画像は瞳孔から眼球の中に光を入れて眼球の脳側の奥（眼底）を撮影する。つまり、眼底画像によって観察できるのは、黄斑、視神経乳頭、網膜などである。Fig. 1に眼底画像の例を示す。最も明るい円形の領域は、眼球内に動静脈と共に視神経が入り込む部分である視神経乳頭である。視神経の中心を走る網膜中心動静脈は、この視神経乳頭の中央から四方へ放散し、広く網膜に分布する。画像中央には、視神経が集中しており視力に最も関係がある部分であり解剖学的な眼球の中心軸の付近に位置する黄斑部が観察できる。血管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。そのため、眼底を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しているといえる。また、眼底の形状はほぼ球面とみなせるが、視神経乳頭は脳側に凹んだ状態の陥凹部を有する。

本手法では、眼底画像の構造物を分割し、前述した解剖学的知識を用いて3次元眼底画像を擬似的に作成する。以下では、各処理について詳細に述べる。

2. 方法

眼底画像から、血管や網膜、視神経乳頭部などを抽出し、各領域に分割する。Fig. 2に提案する手法の処理の流れを示す。なお、眼底画像の撮影には、無散瞳型眼底撮影装置（Kowa社製 nonmyd 7）を用いた。画角は45°で、黄斑が画像中央に写るように撮影した。画像サイズは3008×2000（610万画素）、画像はRGBカラー（24 bit）画像でJPEG形式である。3次元画像の構築にはパーソナルコンピュータ（OS：SunOS、CPU：2.6GHz、メモリ：2Gbytes）を用いた。

2.1 血管抽出

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[21]。正常網

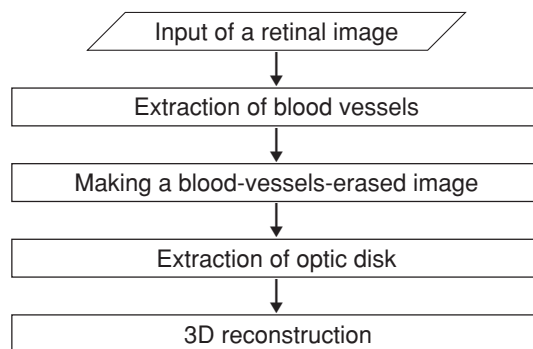


Fig.2 Flow chart of our proposed method.

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、この画素値の違いを利用して、G成分画像に対してモルフォロジーフィルタ[22]の一種であるブラクトップハット変換を用いて血管抽出を行った。すなわち、モルフォロジー演算における拡大（dilation）を行った結果画像に縮小（erosion）を施すクロージング処理によって血管の領域を消去し、次に、クロージング処理後の画像から原画像を差し引いた画像を作成した。この結果、画素値が周囲と比較して暗い領域が強調された。ブラクトップハット変換後の画像に対して、しきい値処理を施し、血管領域を抽出結果とした。Fig. 1の眼底画像のG成分画像に対し、ブラクトップハット変換を行った後、2値化した血管抽出結果をFig. 3に示す。

この血管抽出処理は、処理時間の短縮を目的に、原画像を縮小した画像に対して行った。画像縮小は、原画像を3×3画素の領域に分けて各領域の画素値の平均値を縮小画像の画素値とする画素平均法によって行った。また、モルフォロジーフィルタは目的に応じて構要素を選択する必要があるが、本手法では縮小画像上の血管の太さを考慮して決定し、直径12画素の円とした。2値化のしきい値は試行錯誤的に決定した30という値を用いた。

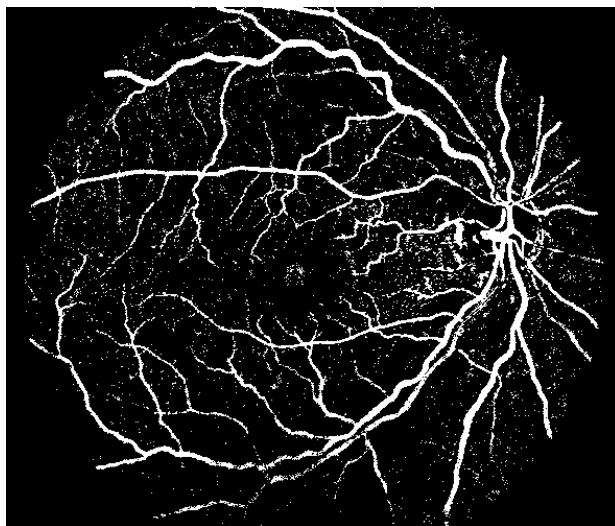


Fig.3 A result of the blood vessel extraction.

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背景の領域となる網膜色素上皮の画素値を推定し、血管領域の画素値と置き換えることによって、原画像から血管を消去したような血管消去画像を作成した。

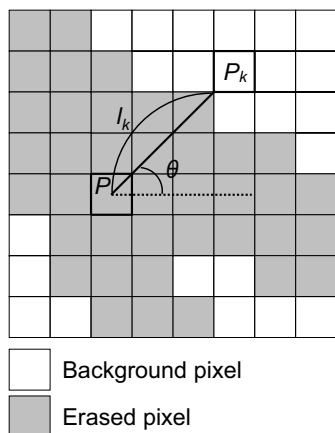


Fig.4 Interpolation of erased pixels by RGB values of pixels in surrounding region.

まず、眼底画像から、2.1 の処理によって抽出した血管領域を除去した。次に、除去した領域について、周辺の画素の RGB 値から算出した画素値で補間を行い、血管消去画像を作成した。そして、Fig.4 に示すように、消去された領域の注目画素の画素値 P は、 n 方向で一定の距離 d の範囲内に存在する背景画素の画素値 $P_k (k=1, \dots, n)$ にそれぞれ距離 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、全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、

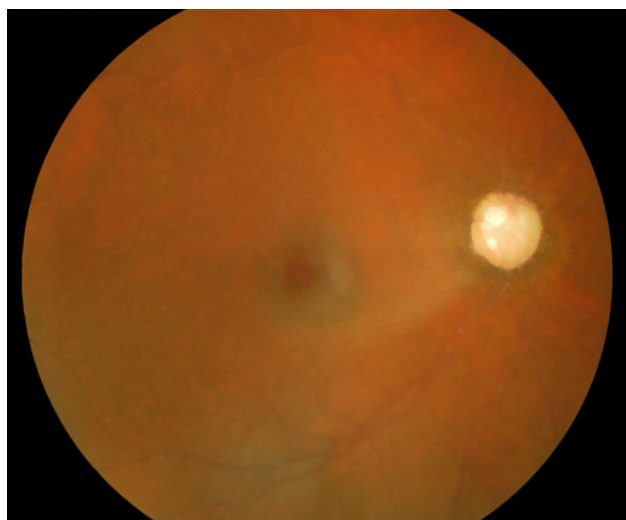


Fig.5 A blood-vessel-erased image obtained from an image in Fig. 1.

以上の補間処理を全ての内挿点が補間されるまで繰り返した。処理の繰り返し回数は最大 m 回となる。 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 Fig.5 に示す。

2.3 血管径の計測

2次元眼底画像上の血管は、当然のことながら2次元の情報しか有していない。しかし、血管は丸い管状のものであると仮定すれば、その直径を求めることによって3次元構造が推測できると考えた。

Fig.6 に血管径計測手法の説明図を示す。処理の対象は、2.1 で作成されるような血管領域と背景領域とに2値化された画像である。まず、血管領域の中から注目画素を設定し、この注目画素における血管径を求めた。この血管径の定義は、注目画素を通り、かつ、血管壁と交わる二点間の距離が最小となる線分の長さとした。注目画素における最小距離の算出方法は、次の(1)~(3)の手順で行った。(1) 複数の角度 $\theta (0^\circ \leq \theta < 180^\circ)$ について直線を定めた。直線の角度 θ がとる間隔は小さいほど精度は良いが、今回は 12° とした。(2) (1) で定めた複数の直線において、血管領域内の線分長を求めた。(3) (2) で求めた線分長のうち、最小の線分長を、その画素での血管径とした。以上の処理を血管領域の全画素について行った。Fig.7 に、血管の太さを画素値とした血管径計測処理の結果画像を示す。血管径が太いほど青く、細いほど赤くなるように、図面左端に示すカラーバーのようにカラー表示を行った。

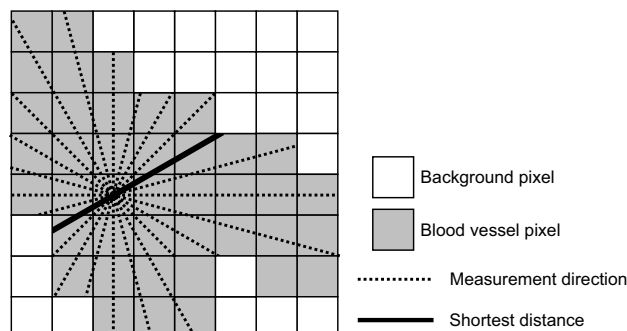


Fig.6 Measurement method of diameter of blood vessels.

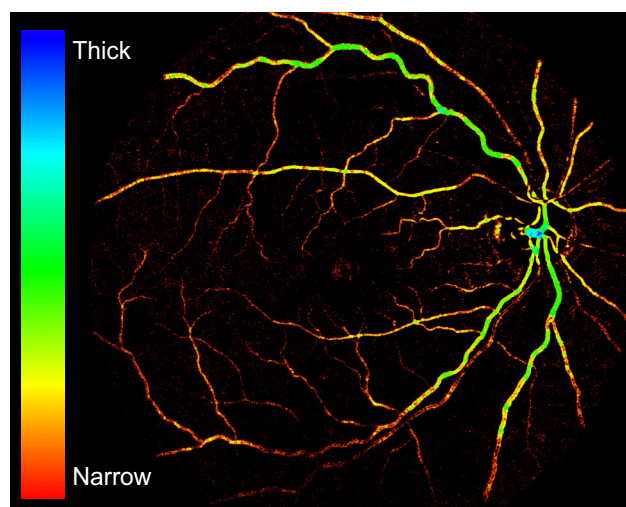


Fig.7 A result image of the measuring method of blood vessels extracted from a retinal image in Fig. 1. The color of them is varied depending on the vessel diameter.

2.4 視神経乳頭部の輪郭抽出

視神経乳頭領域の陥凹を表現するために、視神経乳頭の境界付近から中央付近にかけて3次元的位置を変化させる必要がある。この処理を自動化するために、視神経乳頭の輪郭の自動抽出を行った。視神経乳頭領域は、その周囲の画素と比較して輝度値が高いことが多い。また、その境界は明瞭であるため、輝度値の変化が大きい点を輪郭として決定した。視神経乳頭の輪郭抽出には、動的輪郭抽出法[23]を適用した。

動的輪郭抽出法は、抽出対象を囲うように設置した複数の制御点からなる閉曲線を初期輪郭として初めに決定し、抽出対象の形状や画素値に基づいてあらかじめ定義した評価関数の値が小さくなるように制御点を逐次的に移動する手法である。評価関数の値が最小になるまで制御点の移動を繰り返し、最終的な制御点の配置が輪郭抽出結果となる。評価関数は、最終的な制御点の配置が対象物の輪郭となるように、形状や画素値の特徴などに基づいて定義する。本手法では画素の輝度値の変化に基づくエッジ強度の値および制御点間の距離と傾きを項とした。各項にはそれぞれ経験的に求めた重み係数をかけた。エッジ強度の値を算出する画像は、エッジ強度が高くなる血管像の誤抽出を避けるため、血管像を消去する前処理を行った。この前処理には、2.1の血管抽出で用いたクロージング処理を適用した。また、初期輪郭の制御点は、血管を消去した画像から画素値のヒストグラムに基づくしきい値処理によって大まかに求めた視神経乳頭の領域から重心を求め、この点を中心とする円の円弧上に等間隔で配置した。なお、本処理には、原画像を画素平均法によって6分の1に縮小した画像を用いた。制御点の個数は16とし、条件式の各項の重み係数は、エッジ強度に基づく画像エネルギーを1、制御点間の距離と傾きに基づく内部エネルギーを6とした。

2.5 血管領域および血管消去画像の3次元化

血管が脈絡膜や網膜色素上皮よりも硝子体側（観察者側）を走行している様子や、視神経乳頭が生理的陥凹を有する様子を3次元的に表現するために、血管径測定結果、および、視神経乳頭の抽出結果を用いて、血管領域および血管消去画像の3次元構造を構築した。

血管の3次元化において、血管は丸い管状の構造を有すると仮定し、血管の断面の直径と血管径は等しいものとした。この仮定のもと、血管の3次元構造を、血管領域を細線化[24]して得られた血管の中心線および血管径の計測結果から推測して構築した。すなわち、Fig.8に示すように、血管の中心線上の各画素を中心として、直径 D が血管径に等しい球体を並べ、これを血管の3次元構造とした。

血管消去画像の3次元化は、平面画像を眼球の丸みと同等の形状に変形することによって行った。眼底の形状は球体の表面形状の一部であるとみなし、血管消去画像を曲

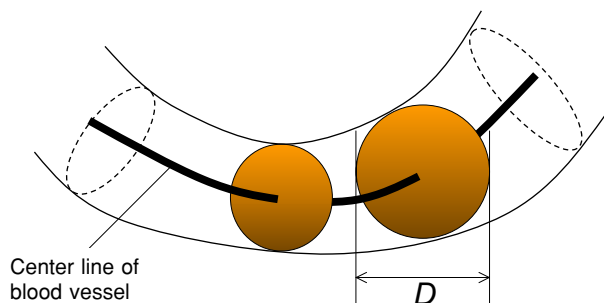


Fig.8 3D reconstruction of blood vessels.

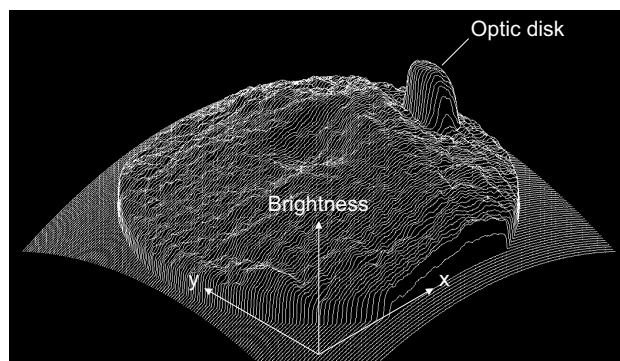


Fig.9 3D distribution of brightness of pixel value on blood-vessel-erased retinal image.

面に変形することで眼底の網膜を表現した。曲面への変形は、画像の中心に写った黄斑部を原点とした各画素の x および y 座標から球の方程式によって求めた z 座標に基づいて行った。ただし、 x および y 座標の値は、眼底画像上の視神経乳頭の中心と黄斑部の中心の距離を3mm、眼球の直径を20mmとしたときの値とした。

血管消去画像の曲面への変形に加え、視神経乳頭領域の生理的陥凹を3次元構造で表現した。眼底画像上の陥凹部は視神経乳頭領域の中でも明るくなる傾向があることを利用し、簡便的にRGB値から算出した輝度値に比例する値を深さの情報とした3次元構造を構築した。深さ情報を算出する際の輝度値に掛ける係数は経験的に求めた。Fig.9に3次元化した血管消去画像の輝度値の分布図を示す。視神経乳頭領域で輝度値が高くなっていることがわかる。

画像の各画素の3次元座標を決定した後、5画素間隔の格子状に点をサンプリングし、その点を頂点とする三角形を3次元空間での立体の形状モデルの要素（パッチ面）とした。パッチ面には、血管消去画像をテクスチャマッピングした。

3. 結果と考察

Fig.10に3次元化した血管および血管消去画像を重ねて表示した画像を示す。擬似的ではあるが、眼球の形状を表現することができた。ただし、眼底画像は、実際の眼底を直接映像化しているのではなく、硝子体、水晶体、角膜などを透過した光に基づいて形成されている。また、カメラのレンズ自体の歪みによっても像が歪んで投影され、例えば四角形が楕型に画像化される。その歪みは画像の周辺になるほど顕著になり、対象物の長さの計測などには補正を行う必要がある。しかし、本手法の目的である眼底の構

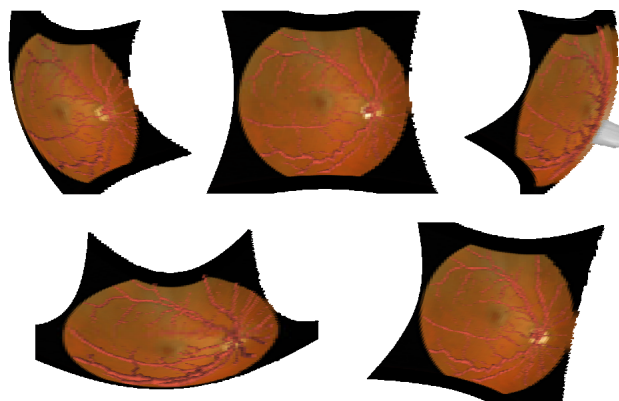


Fig.10 3D retinal images viewed from five different angles.

造の理解を助ける場合には、影響は小さいと考えられるため、歪みの補正は行わなかった。また、眼球自体の個人差による形状の違いや、血管の色は、実際の色とは異なるが、これについても同様の理由で検討は行わなかった。網膜における血管の走行状態や視神経乳頭の陥凹などの情報を持った構造については1枚の2次元眼底画像から構築することができた。血管径を2次元の血管像から推測しているため、断面が円形ではない血管に関しては実際の形状とは異なる3次元構造が構築されていると考えられるが、本研究の目的においてはその影響は小さいと推測される。しかし、視神経乳頭に血管が進入しているように血管の形状変形を行っていないなど、まだ眼底構造を十分に表現しているとは言いがたい。Fig.3の血管抽出結果では、点状のノイズが発生しており、また、コントラストが低い血管などは抽出が困難であるため、実際には繋がっている血管が途切れている箇所も存在した。今後は、血管を視神経乳頭の陥凹に沿って変形する手法や、より精度の高い血管抽出手法の開発を行う必要がある。なお、処理時間は約5分であった。

Fig.11に原画像、2次元の血管消去画像、3次元化した眼底画像、および3次元化した血管消去画像を示す。原画像と比較して、眼底画像を用いてテクスチャマッピングした3次元画像では、血管が視神経乳頭の中心部に向かって脳側へ走行している様子が表現できた。しかし、視神経乳頭領域の上方で、陥凹部が実際よりも広がっていた。これは、視神経乳頭の輪郭抽出処理において、視神経乳頭の輪郭よりも外側に存在したエッジ強度が高い領域を誤抽出したことが原因と考えられる。また、血管消去画像を用いてテクスチャマッピングした3次元画像では、視神経乳頭の陥凹部分に、輪郭付近で三角形のアーチファクトが生じ

た。これは、3次元形状モデルを作成する際に決定したパッチ面の頂点の配置方法に問題があると考えられる。パッチ面である三角形の頂点を、格子状ではなく、アーチファクトが生じないように視神経乳頭領域の位置や形状を考慮した決定を行う必要がある。以上のように、簡易的な手法で3次元情報を取得しているため、実際とは異なる構造が構築された部分も存在した。特に、この視神経乳頭の陥凹部の3次元構造構築は重要であるため、より多くの情報から3次元情報を抽出することが必要であろう。ただし、医師がこの3次元眼底画像を診断に利用することは想定していないため、それほど高い精度は要求されないと推測する。

医師は患者へ診断内容や手術の説明を行う際、これまで模型などを利用していた。しかし、網膜の色や血管の走行状態、病変の種類、形状、位置などは個人によって大きく異なるため、十分な説明が行われず、患者の理解を深めるには限界があった。本手法は、個人の眼底画像から立体的眼底画像を作成するため、説明が容易になり、同時に患者の理解を深めることができると予想される。ただし、網膜症のように出血斑や白斑が存在する場合や、白内障のように眼底が観察しにくい症例の場合には、各抽出処理の精度が低下する可能性があり、今後検討が必要であろう。今回使用した画像は緑内障の症例であるが、緑内障眼の場合、乳頭蒼白部の拡大や乳頭上網膜血管の鼻側偏位などの所見がみられる。本手法は、このような形状変化がある場合でも3次元形状が構築できたことから、患者への説明画像としての有用性が期待される。

改善すべき問題はあるものの、初期の検討としては眼底の3次元的な構造の理解に役立つ3次元眼底画像が構築できる可能性が示唆された。本手法で得られる3次元眼底画像は、複数方向からの撮影や、立体眼底画像撮影装置など

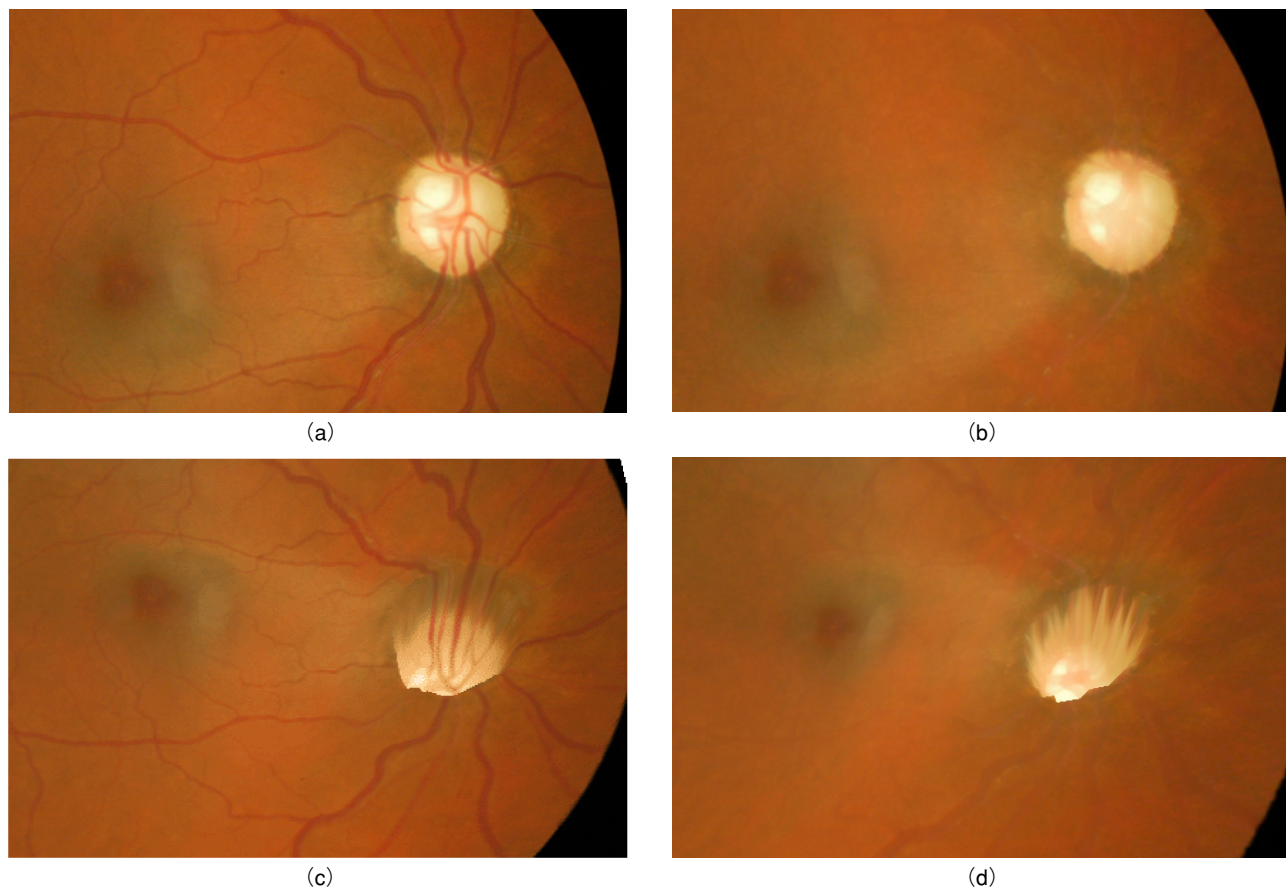


Fig.11 (a) Original 2D retinal image, (b) 2D blood-vessel-erased image, (c) 3D reconstructed retinal image texture mapped using original retinal image, and (d) 3D reconstructed image texture mapped using blood-vessel-erased images.

の特別な装置が不要であるため、汎用性が高く簡便性に優れ、医療コストの抑制につながると予想できる。

4. まとめ

われわれが開発した眼底画像CADシステムの要素技術を用いて、血管の抽出および口径計測や視神経乳頭の領域抽出を行い、それらの情報を利用して、3次元眼底画像の構築を試みた。血管が網膜の硝子体側を走行している様子や視神経乳頭の生理的陥凹が観察できる3次元眼底画像が構築できた。今後は、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を表現可能にする新たな手法の開発を行う予定である。

謝 辞

本研究は、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，pp.2-4，中外医学社，東京，2004.
- [2] 松井瑞夫，田代忠正，松本 和，他：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，77(8)，209-220，1973.
- [3] 大森裕明，山村結真，武田 朴，他：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，39（特別号），479，2001.
- [4] Tamura S: Zero-crossing interval correction in tracing eye-fundus blood vessels, Pattern Recognition, 21(3), 227-233, 1988.
- [5] 横内久猛，山本真司，鈴木孝治，他：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，12(3)，123-130，1974.
- [6] 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，電子情報通信学会雑誌，J 64-D(8)，729-736，1981.
- [7] 杉尾一晃，国枝孝光，藤田広志，他：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—，医画情誌，16(3)，173-178，1999.
- [8] 杉尾一晃，国枝孝光，藤田広志，他：眼底写真における血管交叉部の解析，日放技学，56(3)，507-509，2000.
- [9] Hayashi J, Kunieda T, Cole J, et al.: A development of computer-aided diagnosis system using fundus images, Proc. of the 7th International Conference on Virtual Systems and MultiMedia (VSMM 2001), 429-438, 2001.
- [10] 陸 苗，畑中裕司，月山佳大，他：Automatic distribution and shape analysis of blood vessels on retinal images，信学技報，MI 2002(126)，83-86，2003.
- [11] 畑中裕司，原 武史，周 向榮，他：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，42(4)，236-240，2004.
- [12] Hatanaka Y, Zhou X, Hara T, et al.: Automated detection algorithm for abnormal vessels on retinal fundus images, Proc. of the 10th International Conference on Virtual Systems and MultiMedia (VSMM 2004), 303-306, 2004.
- [13] 鈴木康之：眼底所見とEBM，眼科，46，1137-1142，2004.
- [14] 三嶋 弘，阿部春樹，新家 眞，他：よくわかる緑内障検査法，メディカルレビュー社，東京，2003.
- [15] 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，J 76-D-II(2)，342-349，1993.
- [16] 出口光一郎：コンピュータビジョンのための幾何学2—ステレオの仕掛けを解き明かす—，情報処理学会誌，37(7)，662-670，1996.
- [17] 出口光一郎，川又大典，水谷香苗：眼底画像からの眼底形状の3次元復元・表示，コンピュータビジョンとイメージメディア，111(7)，49-54，1998.
- [18] 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，MI 99(9)，17-23，1999.
- [19] Xu J, Chutatape O: Auto-adjusted 3-D optic disk viewing from low-resolution stereo fundus image, Comput. Biol. Med., in press, 2005.
- [20] 渡邊郁緒，新美勝彦：イラスト眼科第7版，文光堂，東京，2003.
- [21] 渡邊郁緒，上野 眞：鑑別診断のための眼底アトラス，文光堂，東京，1995.
- [22] 小畑秀文：モルフォロジー，コロナ社，東京，1996.
- [23] Kass M, Witkin A, Terzopoulos D: Snakes: Active contour models, IJCV, 1(4)，321-331，1987.
- [24] 谷口慶治：画像処理工学，共立出版株式会社，東京，1996.