

放射状断面画像からの眼底ボリュームデータの高精度再構成手法

田中 優[†] 梶垣 徹[†] 玉木 徹[†] 金田 和文[†] 曾根 隆志[‡] 三嶋 弘[‡] 木内 良明^{*}[†] 広島大学大学院工学研究科 〒739-8527 広島県東広島市鏡山 1-4-1[‡] 広島鉄道病院 〒732-0057 広島県広島市東区二葉の里 3-1-36^{*} 広島大学大学院歯薬学総合研究科 〒734-0037 広島県南区霞 1-2-3

E-mail: † {higa, tamaki, kin}@eml.hiroshima-u.ac.jp

あらまし 医学の分野において、眼病の早期発見および経過観察のために、眼底の3次元形状の詳細な観察が望まれている。本論文では、Optical Coherence Tomography (OCT)を用いて、放射状にスキャンされた複数枚の断面画像から、眼底ボリュームデータを高精度に構築する手法を提案する。すなわち、眼球の動きによる回転誤差を考慮して、スキャン時に生じるスキャン位置のずれを合わせる手法を開発した。この手法を用いて構築した眼底ボリュームデータに可視化処理を施すことにより、眼底表面形状とともに、眼底内部構造も観察が可能となり、医師の診断支援になることが期待される。

キーワード 3次元眼底形状再構成, 放射状のスキャン, ボリュームデータ, 眼底, OCT

A method for accurate reconstruction of fundus volume data from radially cross-sectional images

Yu TANAKA[†] Toru HIGAKI[†] Toru TAMAKI[†] Kazufumi KANEDA[†]
Takashi SONE[‡] Hiromu MISHIMA[‡] Yoshiaki KIUCHI^{*}[†] Graduate School of Engineering, Hiroshima University

1-4-1 Kagamiyama, Higashihiroshima-shi, Hiroshima, 739-8527 Japan

[‡] Hiroshima General Hospital of West Japan Railway Company

36-1-3 Hutabanosato, Higashi-ku, Hiroshima-shi, Hiroshima, 732-0057 Japan

^{*} Graduate School of Biomedical Sciences, Hiroshima University

1-2-3 Kasumi, Minami-ku, Hiroshima-shi, Hiroshima, 734-0037 Japan

E-mail: † {higa, tamaki, kin}@eml.hiroshima-u.ac.jp

Abstract In medicine, detail observation of a three-dimensional fundus shape is necessary for diagnosing eye-disease accurately and checking the treatment process. In the paper, we propose a method for accurate reconstruction fundus volume data from cross-sectional images scanned radially with an optical coherence tomography (OCT). We developed the method for correct deviation from positions of cross-sectional images taking into account errors caused by eye movement. Visualizing the fundus volume data generated by the proposed method, the fundus shape and the internal structures can be easily observed. The method is a promising technique for diagnosis of eye-disease.

Keyword 3D shape reconstruction, radially scanned image, volume data, fundus, OCT

1. はじめに

医学の分野において眼疾患の早期発見および経過観察のために、眼底の3次元形状の詳細な観察が望まれている。例えば、眼疾患の一つである緑内障は、視神経乳頭での変化を伴う進行性視神経萎縮の状態を指し、その進行過程で視神経線維が損傷を受け、視神経線維が消失し、多くの場合、視野損失が発現する前に視神経乳頭に陥凹が生じる[1]。従って、緑内障の初期診断およびその経過観察において、視神経乳頭およびその周辺の視神経線維層における時間的変化の詳細な

観察が必要となる。

近年、新しい眼底観察装置として OCT(光干渉断層計)が開発された。眼底の断面画像を光学顕微鏡切片に近い精度で、非侵襲的に画像化する画期的な装置である[2]。

本論文では、OCTを用いて得られた複数枚の視神経乳頭の断面画像から、眼底の3次元眼底形状を高精度に再構成する手法を提案する。

2. 眼底観察装置とその関連研究

近年、様々な眼底観察装置が開発されてきた。ここ

では、代表的な眼底観察装置とそれらの装置から得られる眼底画像を用いた3次元眼底形状再構成手法について述べる。

出口ら[3]は、眼底カメラをわずかにずらして撮影した2枚の眼底画像から、眼底形状を復元・表示する手法を開発した。この手法は、生体眼と撮影用広角レンズを併せた光学系をモデル化した単レンズの位置、傾き、焦点距離を推定し、眼底形状を復元する。その結果を3次元表示することで、眼底形状の疾患の部位の特定などが容易になった。

Confocal Laser Scanning Ophthalmoscope (CLSO)は、奥行き方向に関して焦点位置の異なる複数枚の連続画像を得ることができる。しかし、短時間に取り込める画像枚数が少なく、患者の眼が動いてしまうという問題点[4]があったが、金田ら[5]により取り込み画像枚数が少ない場合でも、比較的精度よく眼底の3次元形状再構成が可能な手法が開発された。

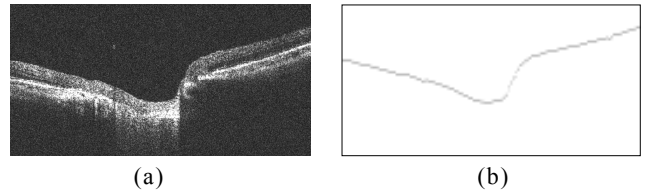
Optical Coherence Tomography(OCT) は、近赤外線光を眼底に照射し、それを光の干渉現象を応用して計測することで、眼内の微細な構造を高解像度の断面像として取得する。そのため眼底の断面像を定性的に観察することができ、また、網膜や網膜神経線維層の厚さを定量的に測定できる[6]。つまり、OCTは眼底表面の情報ではなく、眼底の内部情報を獲得することができる。

伊藤ら[7]は、OCTにより平行にスキャンされた複数枚の眼底断面画像群を、ノイズ除去などの画像処理を施した後に、特徴を用いた位置あわせを行った。また、位置あわせにより作成したボリュームデータを可視化することで、手法の有用性を示している。

Shuliangら[8]は、OCTにより平行にスキャンされた複数枚の眼底断面画像群と、眼底写真との位置あわせを行った。この位置あわせは眼底の特徴をもとに行われている。この手法により、眼底の表面写真と内部構造が同時に観察できるようになった。

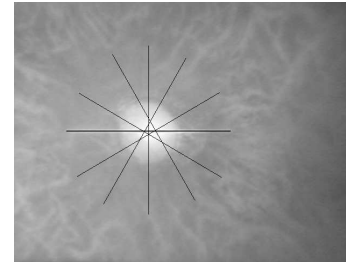
金田ら[9]は、OCTにより放射状にスキャンされた複数枚の断面画像から3次元眼底形状を再構成する手法を開発した。この手法は、断面画像から眼底表面の輪郭線(図1参照)を抽出し、次に断面画像をスキャンされた位置に配置し、最後に断面画像間を補間することでボリュームデータを作成する。図2は眼底表面におけるスキャン軌跡を表しており、断面画像はこの直線に沿って取得される。眼底形状を再構成するには、スキャン位置へ断面画像を配置する必要があるが、患者の眼の動きやOCTのスキャン精度などにより、実際にスキャンされた断面画像は同一中心をもたない。また、スキャン開始位置も、図2から読み取ることは困難である。そのため、断面画像同士の交差位置での輪郭線の高さの差の総和が最小となる位置を探索している。

金田ら[9]の手法を用いて作成された眼底形状には、実際の眼底には存在しないと考えられる凹凸が発生している。この手法では断面画像の位置決定において、



(a)OCT画像. (b)眼底表面の輪郭線.

図1:OCT画像からの特徴抽出.



黒線はOCTによる放射状スキャンの軌跡を示す.

図2:眼底表面の画像.

断面画像の2方向への平行移動のみを考慮している。しかし、眼球の回転は考慮されていない。また、断面画像の交点は中心部付近に集中するため、断面画像の輪郭線の高さの差をとる点が偏ってしまっている。

3. 提案手法の概要

本論文では、前節で述べた問題点を解決するために、次に述べる改良を行う。

(1)断面画像撮影時の回転誤差

OCTにより眼底を撮影する際に患者の眼球の動きにより、撮影位置にずれが生じる。眼球を3次元座標系で考えた場合、撮影位置のずれは3軸の回転と3方向の平行移動で表せる。ここで、OCTからは、図3(a)に示すスキャン軌跡の直線に沿って撮影されるため、1軸の回転とスキャン軌跡と直交する方向の平行移動量はスキャン軌跡の画像から求めることができるため考慮しなくてよい。よって、断面画像の位置決定には図3(b)に示すように、未知のパラメータとして2軸の回転(α, β 回転)と2方向の平行移動(u, v 方向)を設定する。

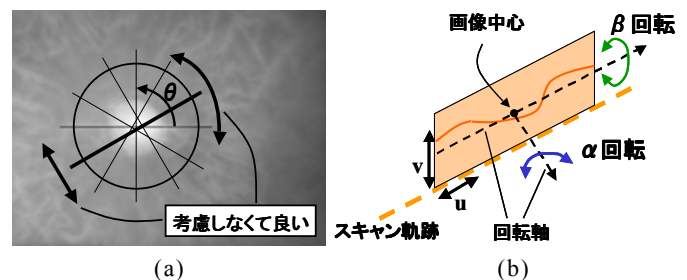


図3:スキャン軌跡と断面画像のずれ. (a)スキャン軌跡. (b)断面画像のずれ.

(2)円筒状断面画像の導入

放射状のスキャンによる断面画像のみを用いて位置決定を行うと、中心部付近のみで交差するため、中心部でのみ位置合わせを行うことになり、位置決定が不安定になると考えられる。これを解決するために、本手法では、図3(a)に示すような円状のスキャンによる断面画像(円筒状断面画像)を位置決定に導入する。円筒状断面画像と放射状断面画像は周辺部で交差するため、中心部に加えて周辺での高さの差も位置決定に用いることができる。ここで、円筒状断面画像が作る円筒の中心軸を回転軸とする右手系の回転方向を θ 方向(図3(a)参照)とする。

3.1 提案手法の処理手順

提案手法の処理手順を以下に示す。

(1) 断面画像からの特徴抽出

眼底表面の輪郭線を断面画像から抽出する(図1参照)[9][10]。

(2) GAを用いた断面画像のスキャン位置決定

断面画像の交差位置での特徴の高さが一致するように、断面画像のスキャン位置を決定する。

(3) 変位ベクトルを用いた補間

(2)で決定したスキャン位置に断面画像を配置し、(1)で抽出した各断面画像の特徴を θ 方向に結ぶ変位ベクトルを求める。そして、この変位ベクトルを用いて θ 方向に線形補間を行い、ボリュームデータを作成する[9]。

3.2 座標系の設定

実空間を表すxyz直交座標系と放射状断面画像のuv座標系の関係を図4に示す。 θ 方向に 0° の角度のスキャン軌跡に沿って撮影された断面画像を 0° 断面画像と呼ぶ。xyz座標系と放射状断面画像との位置関係は、 0° 断面画像の平面をxz平面に配置し、 0° 断面画像の平面と 90° 断面画像の平面の交線がz軸となるように設定する。y軸の方向は右手系となるように設定する。また、uv座標系は断面画像ごとに、画像の左下を原点とし、水平、垂直方向がそれぞれu軸、v軸方向となるように設定する。回転方向は図3(b)に示すように、断面画像の中心点を通る法線を回転軸とした右手系の回転を α 回転、断面画像の中心点を通るu軸に水平な直線を回転軸とした右手系の回転を β 回転とする。

実空間を表すxyz直交座標系と円筒状断面画像のuv座標系の関係を図5に示す。uv座標系は円筒状断面画像の左下端を原点とし、水平、垂直方向をそれぞれu軸、v軸方向とする。xyz座標系において、円筒状断面画像は左端と右端が繋がった円筒形であり、円筒の中心軸とz軸とv軸を一致させる。また、u軸がxy平面

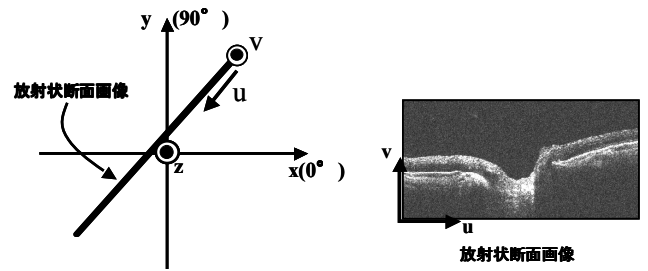


図4:xyz座標系と放射状断面画像のuv座標系。

上に乗るようにxyz座標系の原点を設定する。そして、円筒をxy平面に投影した円とx軸の交点がuv座標系の原点と一致し、3次元座標系における θ 方向とu軸方向が一致するように設定する。y軸は右手系となるように設定する。

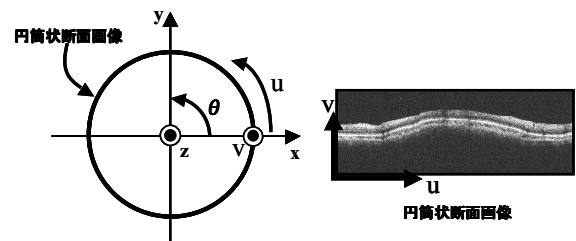


図5:xyz座標系と円筒状断面画像のuv座標系。

4. スキャン位置決定問題に関する目的関数

各断面画像のスキャン位置決定のために、断面画像どうしの交差位置における輪郭線の高さを一致させる。これを最適化問題と考え、目的関数 O を次式で与える。

$$O = \frac{W_1}{\sum_{t=1}^{n-1} t} \sum_{i=1}^{n-1} \sum_{j=i+1}^n Q_{ij} + \frac{1-W_1}{2nm} \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n P_{ij} \rightarrow \min \quad (1)$$

$$Q_{ij} = |h_i(f_{ij}) - h_j(f_{ji})| \quad (2)$$

$$P_{ij} = |h_i(f_{ij}) - h_j(f_{ji})| + |h_i(f'_{ij}) - h_j(f'_{ji})| \quad (3)$$

ここで、 n は放射状断面画像枚数、 m は円筒状断面画像枚数、 W_1 は第一項と第二項の重み($0 \sim 1$)。第一項は放射状断面画像どうしの交差位置の比較を表し、第二項は放射状断面画像と円筒状断面画像の交差位置の比較を表す。また、 f_{ij} 、 f'_{ij} は2つの断面画像 i, j 間の交差線の方程式を断面画像 i のuv座標系で表したものであり、 $h_i(f_{ij})$ は断面画像 i のuv座標系における交差線 f_{ij} 上の眼底表面の高さを表す。

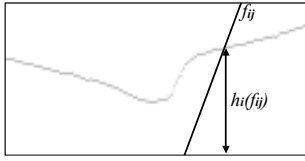


図 6:交差線 f_{ij} と交差線 f_{ij} 上の眼底表面の高さ $h_i(f_{ij})$.

5. 処理手順

STEP1: 断面画像の u 軸が配置される直線の決定

OCT スキャンの軌跡を xy 平面上に配置し、スキャン軌跡上の 2 点から各断面画像の u 軸を決定する (図 7 参照).

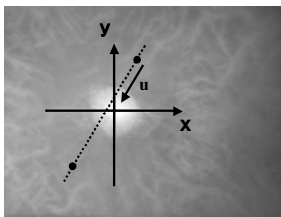


図 7:スキャンの直線算出.

STEP2: 断面画像の仮配置

xy 平面上で、原点を中心とし、半径が断面画像の横幅の $1/2$ の円を考える. そして, STEP1 で算出した各スキャン軌跡に対応する直線と, この円との交点を仮の始点 S_i (i は断面画像番号) とする. そして, この S_i を断面画像 i の原点とし, v 軸を z 軸と平行になるように仮配置する. この原点からの u, v 方向への平行移動量をそれぞれ du_i, dv_i , α, β 回転量をそれぞれ $d\alpha_i, d\beta_i$ とする. (図 8 参照)

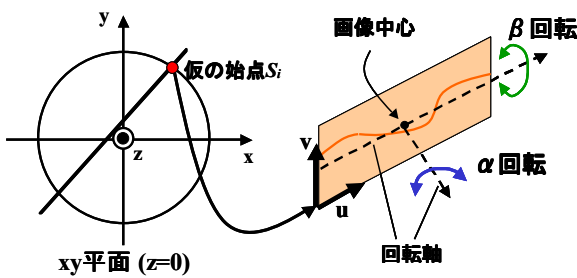


図 8:仮の始点と uv 座標系の原点.

STEP3:GA を用いた移動量 du_i, dv_i と回転量 $d\alpha_i, d\beta_i$ の算出

GA[11] を用いて $du_i, dv_i, d\alpha_i, d\beta_i$ を算出する. 式(6)で示した目的関数を用いて, 個体の適合度関数を次式のように設定する.

$$F_k = \max_{1 \leq i \leq N} \{O_i\} - O_k + C \quad (7)$$

ここで, F_k は k 番目の個体の適合度, N は個体数, O_k は k 番目の個体の目的関数値, C は定数である. こ

の適合度関数は, 目的関数値が小さくなれば高い適合度を, 逆の場合であれば低い適合度を与える関数となっている.

これらの目的関数, 適合度関数を用いて GA を実行し, 各断面画像の平行移動量と回転量を求める. ここで, 染色体は断面画像の平行移動量と回転量を 2 進数で表現したものであり, 各断面画像につき du が $U[\text{bit}]$, dv が $V[\text{bit}]$, $d\alpha$ が $A[\text{bit}]$, $d\beta$ が $B[\text{bit}]$ 割り当てる. すなわち, n 枚の断面画像を用いたとき, 染色体長は $n \times (U + V + A + B)[\text{bit}]$ となる. 提案手法では, 交叉, 突然変異を行い, 個体の選択には, エリート選択を併用したルーレット選択方式を採用する.

STEP4: 断面画像の配置

STEP3 で求めた移動量 $du, dv, d\alpha, d\beta$ を用いて断面画像を xyz 座標系に配置する. 仮の始点 S_i と断面画像 i の原点が一致する位置から u, v 方向へ du, dv だけ平行移動, α, β 回転方向へ $d\alpha, d\beta$ だけ回転する.

6. 実験

本章では, 手法の検証のために提案手法を眼底モデルデータに適用した結果と, 実際の OCT 画像データに適用した結果を示す.

6.1 眼底モデルを用いた検証実験

図 9 に示すように, 円柱を 2 つの半径の異なる球面で切り取った形状を眼底モデルとして用いる. この眼底モデルを実際の OCT の 10° 刻みのスキャン軌跡に基づいて, 鉛直方向に切り出したときの断面画像を 18 枚作成した. ただし, 実際の OCT 断面画像の取得を再現するために, 切断面をスキャン位置から u, v 方向に平行移動させ, α, β 方向に回転させて断面画像を作成した. なお表 1 に示すように, 0° から 20° 毎の断面画像に対しては, u, v 方向ともに $10[\text{pixel}]$ 平行移動し, α, β 方向に $2[^\circ]$ 回転した. 10° から 20° 毎の断面画像に対しては u, v 方向ともに $-10[\text{pixel}]$ 平行移動し, α, β 方向に $-2[^\circ]$ 回転した. このようにして作成した断面画像の一部を図 10 に示す.

提案手法を用いてボリュームデータを作成し, それを表示した結果を図 11(a) に示す. このとき用いた GA パラメータを表 2 に示す. また, 比較のため, 従来手法で位置決定を行った結果を図 11(b) に, 位置決定を行わずに (仮配置のまま) ボリュームデータを作成した結果を図 11(c) に示す. これらの結果より, 提案手法では元の 3 次元形状に近い形状が再構成できていることが分かる.

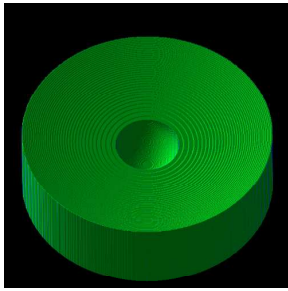


図 9:眼底モデル.

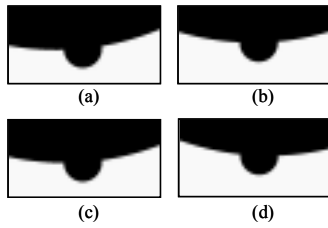
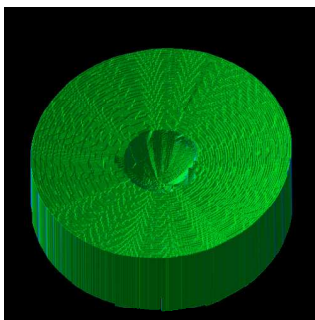
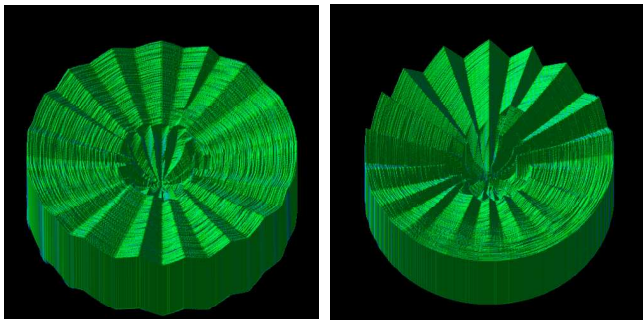


図 10:眼底モデルの断面画像の一部 (解像度 512×256 pixel. (a) 0° , (b) 30° , (c) 60° , (d) 90° 断面画像)



(a)



(b)

(c)

図 11:再構築結果. (a)提案手法. (b)従来手法. (c)位置決定無し.

表 1:モデル断面画像の平行移動量と回転角度.

断面画像	du [pixel]	dv [pixel]	$d\alpha$ [度]	$d\beta$ [度]
0,20,40,60,80,100,120,140,160[度]	10	10	2	2
10,30,50,70,90,110,130,150,170[度]	-10	-10	-2	-2

表 2:GA パラメータ.

世代数	20,000
個体数	50
染色体長	432[bit]
交叉率	40[%]
突然変異率	1[%]

6.2 OCT 断面画像からの再構成結果

提案手法を用いて, OCT 画像から 3 次元眼底形状を再構築した結果を図 13(a)に示す. ここでは, 10° 刻みのスキャンモードで得られた 18 枚の OCT 画像を用いており, 0° 断面画像を図 12 に示す. さらに, 断面を併せて表示した例を図 14 に示す. OCT から出力された値(0~4095)の中で, 眼底の組織部分に相当する値に応じて図 14(e)に示すカラーマップを用いて表示を行った. また, 比較のために, 従来手法で位置決定を行った結果を図 13(b)に示す. GA パラメータは前節の眼底モデルと同じもの(表 2)を用いた. これらの結果より, 本手法では従来手法に比べ, 眼底表面の凹凸が減少しており, 眼底表面形状や眼底の内部構造が併せて観察できることが分かる.

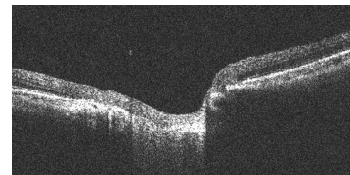
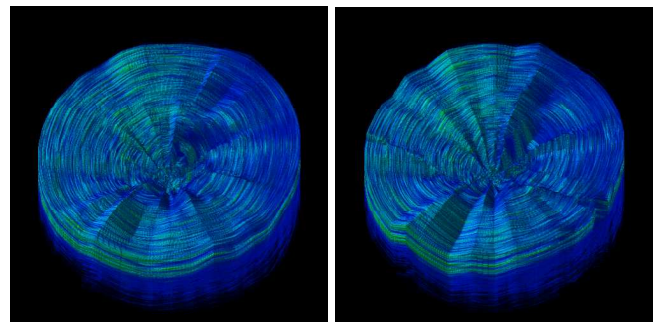


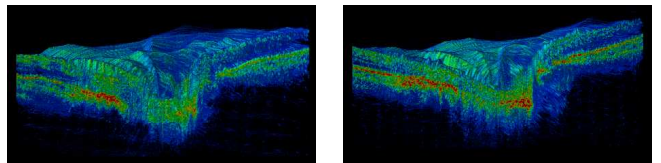
図 12:OCT 画像(0° 断面画像).



(a)

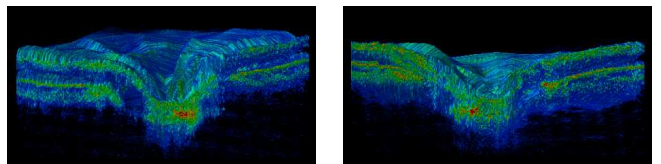
(b)

図 13:眼底ボリュームデータの可視化結果. (a) 提案手法. (b)従来手法.



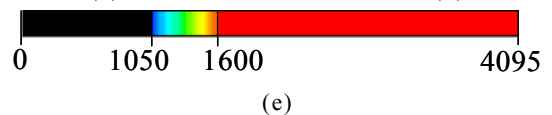
(a)

(b)



(c)

(d)



(e)

図 14:眼底の断面を併せて表示した例. (a) 0° , (b) 30° , (c) 60° , (d) 90° 断面. (e)カラーマップ.

6.3 3次元眼底形状の評価

6.2節で示した3次元眼底形状が正しく再構成されているか評価を行った。図15の上に示すカラー眼底写真は、6.2節で用いたOCT断面画像と同じ眼底を眼底カメラにより撮影したものであり、写真中心付近の黄色い楕円部分が視神経乳頭部を表す。図15の下のOCT断面画像上に赤丸で示す網膜色素上皮(RPE)層の末端位置は、解剖学的には、視神経乳頭部の境界と一致する。

まず、図15に示すように、カラー眼底写真の視神経乳頭部と0°断面画像のRPE層の末端位置が一致するように、目視により、スケールと位置を決定した。

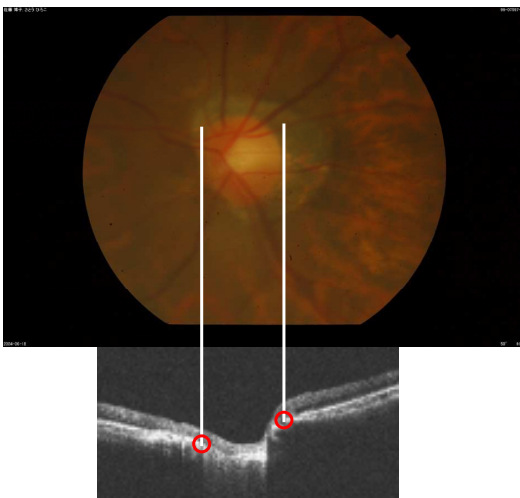


図15:カラー眼底写真と0°断面画像のスケール・位置合わせ。

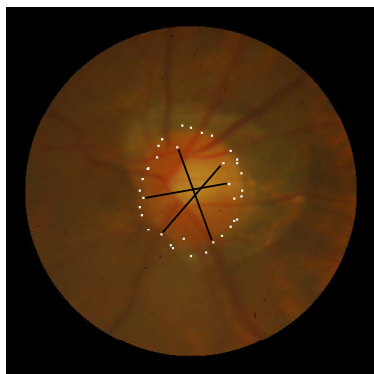


図16:眼底写真上のRPE層末端位置。

そして、6.2節で用いた断面画像18枚のRPE層末端位置を眼底写真にプロットした。その結果を図16に示す。白点がRPE末端位置を表す。すべての断面画像のRPE層末端位置と視神経乳頭部の境界が一致すれば、6.2節で示した3次元眼底形状は正しく再構成されている。図16に黒線で示した3方向については不一致が見られるが、残りの15方向については一致することが確認できた。

7. おわりに

OCT断面画像から3次元眼底形状を観察するためのボリュームデータを高精度に再構成する手法を提案した。すなわち、従来手法[7]を改良し、断面画像の位置決定を行う際に、断面画像撮影時の回転誤差を考慮し、円筒状断面画像を導入することにより高さ検出点の偏りを防いだ。これにより、従来手法に比べより高精度な眼底形状ボリュームデータを得ることが出来た。

今後の課題としては、提案手法により再構築した眼底の3次元形状の評価が挙げられる。6.2節で述べたように、一部の断面については視神経乳頭部とRPE層末端位置にずれが生じている。これらのずれを定量的に評価するため、位置あわせ前後で、ずれの最小自乗和を算出する方法などが挙げられる。さらに、この原因を明らかにするために、1例だけでなく多数の例に対して本手法を適用し、その結果を検討する必要がある。

また、提案手法では、画像どうしの位置あわせを、眼底表面などの特徴を基準として行った。このとき、特徴点のみでなく、画像どうしの交差線上のピクセル値すべてを比較し位置あわせをすれば、さらに位置あわせ精度が向上するのではないかと考えられる。

文 献

- [1] 三嶋弘, 安部春樹, 新家真, 山本哲也, “図説 よくわかる緑内障検査法,” 株式会社メディカルレビュー社, 2003.
- [2] 岸章治, OCTの読み方,” 文光堂, 2002.
- [3] 出口光一郎, 川又大典, 水谷香苗, 本谷秀堅, 若林貴和, “眼底画像からの眼底形状の3次元復元・表示,” 情報処理学会コンピュータビジョンとイメージメディア研究会, CVIM-111-11, pp.49~56, 1998.
- [4] 大頭仁, “レーザー走査法の医学・生物学への応用,” 第17巻, 第5号, pp. 212-219, 1988.
- [5] 金田和文, 入江将裕, 藤井裕之, 山下英生, 船津浩彦, 三嶋弘, “CLSOを用いた複数焦点位置画像からの眼底3次元形状の高精度再構築,” 画像電子学会誌, Vol. 25, No. 4, pp. 351-358, 1996.
- [6] 大西克尚, 石橋達郎, 岸章治, “眼底疾患を読むための眼病理のポイント OCTによる網膜断層像,” 金原出版株式会社, 1999.
- [7] 伊藤 史人, 土井 章男, 徳田 正幸, “光学的干渉断層計による眼底断層画像群の3次元可視化技術とその応用”, 電子情報通信学会技術研究報告, PRMU2005-1-13(パターン認識・メディア理解), Vol. 105, No. 62, pp. 73-78, 2005.5.
- [8] Shuliang Jiao, Chunyan Wu, Robert W. Knighton, Giovanni Gregori, and Carmen A. Puliafito, “Registration of high-density cross sectional images to the fundus image in spectral-domain ophthalmic optical coherence tomography,” Optics Express, Vol. 14, Issue 8, pp. 3368-3376, 2006.
- [9] 金田和文, 木和田裕文, 曾根隆志, 三嶋弘, “OCTによる放射状断面からの眼底ボリュームデータ再構成手法の開発,” 画像電子学会誌, Vol.34, No.4, pp.370-378, 2005.
- [10] デジタル画像処理編集委員会, “デジタル画像処理,” CG-ARTS協会, 2004.
- [11] 北野弘明, “遺伝的アルゴリズム,” 産業図書株式会社, 1993.