

(d)情報

## 眼球運動を考慮した OCT 断面画像の位置合わせ手法 Registration method for OCT cross sectional images considering eye movement

†岡林慶 †玉木徹 †金田和文 ††曾根隆志 ††木内良明  
†Kei Okabayashi †Toru Tamaki †Kazufumi Kaneda ††Takashi Sone ††Yoshiaki Kiuchi  
(†広島大学大学院工学研究科 ††広島大学大学院医歯薬学総合研究科)

### 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 1 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、消失する。これにより、視野損失が発現する前に視神経乳頭の陥凹が肥大する[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、眼底形状を観察できる装置として OCT(Optical Coherence Tomography)が開発された。これは、眼底の断面画像(図 1 参照)を光学顕微鏡切片に近い精度で、非侵襲的に画像化するものである[2][3]。そして、眼底内部の 3 次元的な観察や、陥凹の体積などの数値的な評価が可能といった点から、OCT 断面画像を用いた 3 次元眼底形状の構築・可視化が注目されている。しかし、OCT による測定の際に眼球の動きによりスキャン位置がずれるため、3 次元眼底形状を構築するためには断面画像を位置合わせする必要がある。

本論文では、OCT を用いて得られた複数枚の断面画像から、眼底の 3 次元形状を高精度に構築するために、OCT 断面画像を適切なスキャン位置に配置する手法を提案する。

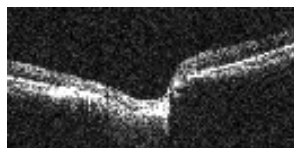


図 1 OCT 断面画像

### 2. 関連研究

ここでは、色々なスキャンモードから得られた OCT 断面画像を用いて、3 次元眼底形状を得るための手法について述べる。

伊藤ら[4]は、平行にスキャンされた 200 枚の眼底断面画像群を用いて、各断面画像の RPE 層(網膜色素上皮層)を直線パターンとして仮定し、高さ方向が最小となるようにする鉛直方向の移動と、隣り合う 2 つの画像間での網膜層の相互相関係数を求め、最

小化する水平方向の移動で位置合わせを行っている。

Shuliang ら[5]は、平行にスキャンされた 80 枚の OCT 断面画像を用いて、SLO(scanning laser ophthalmoscope)で撮影されたような眼底写真を高精度に生成する。その際、各断面画像の、眼底表面の最大相関係数を算出し、その誤差が最小になるように、断面画像の鉛直・水平方向の移動で位置合わせを行っている。

田中ら[6]は、18 枚の放射状断面画像を用いて、それぞれの断面画像主体の平行移動、回転をパラメータとし、各断面画像の交差位置での眼底表面の高さが最小となるように断面画像を位置合わせする手法を提案した。しかし、構築した眼底ボリュームデータは、実際の眼底には存在しない凹凸が存在する(図 2 参照)。この手法では、眼球の回旋(ねじれ)を考慮していない。また、OCT 断面画像の動きが、実際の眼球運動に即していないため、パラメータの範囲の適切な設定が困難であるという問題がある。

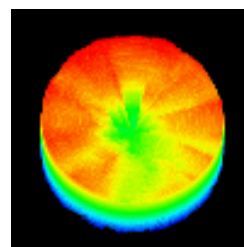


図 2 手法[6]による 3 次元眼底形状再構成結果

### 3. 断面画像の位置合わせ手法

OCT の代表的なスキャンモードとして、図 3 に示すような平行スキャン、図 4 に示すような放射状スキャンがある。取得する画像枚数が増加すると、測定時間が増加し、患者の負担になる。放射状スキャンモードでは、比較的少ない画像枚数で高いサンプリング密度が得られるので、本論文では、放射状スキャンモードにより得られた断面画像を用いる。

眼球は、6 本の筋肉により回転する。内直筋、外直筋により、眼球の左右の運動を、上直筋、下直筋により、眼球の上下の運動を、上斜筋、下斜筋により、眼球の回旋を行っている[7]。そこで、本論文では、眼球形状を球とし、球の中心を眼球中心に設置した眼球モデルを用いて、眼球運動によるスキャン

位置のずれを 3 次元直交座標系の回転で表現する.

また, OCT 断面画像には, 眼底の底がフラットに近いようなものもあるため, 眼底表面の高さを最小化するだけでは, 正確な位置合わせは困難である. そこで, 眼底の形状に注目する. すなわち, 各 OCT 断面画像の RPE 層末端点(図 5 参照)を用いて, 最小二乗法により近似楕円を算出し, 末端点との誤差を最小化する目的関数を導入する.

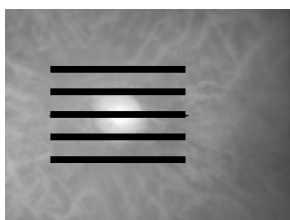


図 3 平行スキャン

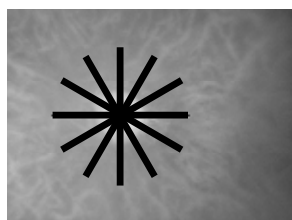


図 4 放射状スキャン

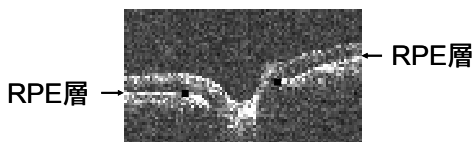


図 5 RPE 層末端点(黒点)

### 3.1 座標系と断面画像の初期配置

右眼を想定し, 図 6(a)に示すような眼球中心を原点とした右手系の眼球座標系を設定する. その際, 視軸を Z 軸, 原点から鼻側に向かう軸を X 軸, X, Z 軸とそれぞれ直交して, 右手系となるように Y 軸を設定する. また, OCT 断面画像の左下を原点とし, 横方向を u 軸, 縦方向を v 軸とする断面画像座標系を設定する(図 6(b)参照).

そして, OCT 断面画像を視神経乳頭位置に初期派位置する. すなわち, 図 7(a)に示すように各 OCT 断面画像の画像中心が中心窩から鼻側に 15° ずれた網膜表面上(眼球表面より 2[mm]内側)の点と一致し, 0° 断面画像が xz 平面にのるように配置する. また, 図 7(b)に示すように, スキャン角度  $\phi_i$  の断面画像の u 軸  $u_{\phi_i}$  と 0° 断面画像の u 軸  $u_0$  とのなす角が  $\phi_i$  [deg.]となり, 各 OCT 断面画像の v 軸が平行となるように断面画像を初期配置する.

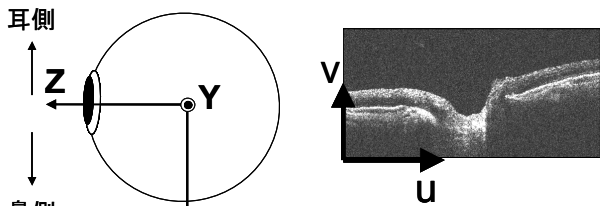
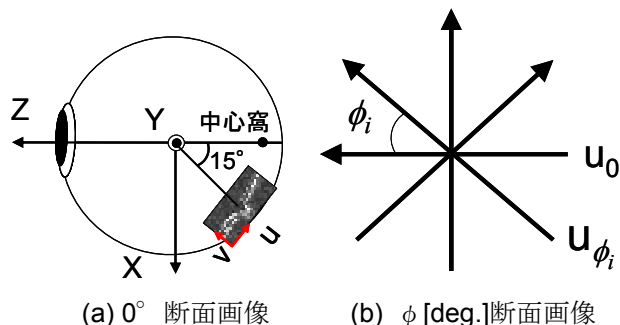


図 6 眼球座標系と断面画像座標系

図 6 眼球座標系と断面画像座標系



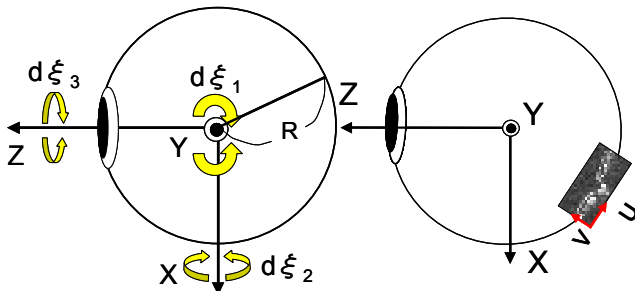
(a) 0° 断面画像 (b)  $\phi$  [deg.]断面画像

図 7 OCT 断面画像の初期配置

### 3.2 断面画像配置のパラメータ

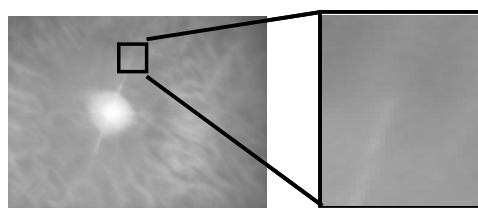
図 8(a)に示すように, 眼球の半径を R とし, 眼球運動を 3 軸の回転 (Y 軸中心の回転  $d\xi_1$ , X 軸中心の回転  $d\xi_2$ , Z 軸中心の回転  $d\xi_3$ ) で表す.

また, OCT は, 図 9(a)に示すようなスキャン軌跡に沿って, 眼底の断面を撮影する[6]. その際, 図 9(b)に示すようにスキャン開始位置の把握が困難である. そこで, 図 8(b)に示すような, u,v 方向の平行移動  $du, dv$  を考慮する.



(a) 眼球運動パラメータ (b) 平行移動パラメータ

図 8 断面画像配置のパラメータ



(a) スキャン軌跡 (b) 始点の拡大図

図 9 スキャン軌跡とその始点

### 4. 断面画像位置合わせの目的関数

各 OCT 断面画像の位置合わせのために, 式(1)に示すように, 眼底表面の高さを一致させる目的関数  $O_1$  と, RPE 層末端点と眼底の形状との誤差を算出する目的関数  $O_2$  との重み付き和とする. このような最適化問題を遺伝的アルゴリズム(GA)を用いて最適化する.

$$O = \frac{1}{2}O_1 + \frac{1}{2}O_2 \quad (1)$$

#### 4.1 眼底表面の高さを合わせる目的関数

OCT 断面画像どうしの交差位置における眼底表面の高さを一致させるような、目的関数  $O_1$  を次式で与える[6].

$$O_1 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sum_{j=i+1}^n \| \mathbf{p}_1 - \mathbf{p}_2 \| \rightarrow \min. \quad (2)$$

ここで、 $n$  は放射状断面画像枚数を表し、 $f_j$  は 2 つの断面画像  $i, j$  間の交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、 $\mathbf{p}(f_j)$  は断面画像  $i$  の交線  $f_j$  上の眼底表面の三次元座標を表す。また、この目的関数は全交差点数により正規化している。

#### 4.2 眼底の形状を考慮した目的関数

RPE 層末端点と眼底の形状との誤差を算出する目的関数  $O_2$  を導入する。すなわち、各 OCT 断面画像の RPE 層末端点を近似平面に投影し、最小二乗法により近似楕円を算出する。そして、図 10 に示すように楕円上の点と RPE 層末端点との誤差を算出し、目的関数  $O_2$  とする。以下に処理手順を示す。

##### STEP 1: RPE 層末端点の抽出

各 OCT 断面画像から、RPE 層末端点の  $uv$  座標を抽出し、断面画像の初期配置をする際、 $uv$  座標から  $xyz$  座標に変換する。今回は、RPE 層末端点は手動で入力した。

##### STEP 2: 近似平面への投影

RPE 層末端点の  $xyz$  座標から、主成分分析により近似平面  $S$  を算出し、末端点をその平面に投影する。

##### STEP 3: 最小二乗法による近似楕円の算出[8]

投影した二次元座標  $(s, t)$  を用いて、最小二乗法により式(3)に示す近似楕円を算出する。

$$\frac{((s-s_c)\cos\theta+(t-t_c)\sin\theta)^2}{a^2} + \frac{((s-s_c)\sin\theta-(t-t_c)\cos\theta)^2}{b^2} - 1 = 0 \quad (3)$$

ただし、 $(s_c, t_c)$  は楕円の中心座標、 $a$  は長軸の長さ、 $b$  は短軸の長さ、 $\theta$  は  $s$  軸方向から長軸への回転角である。

##### STEP 4: 目的関数 $O_2$ の算出

図 10 に示すように、RPE 層末端点  $(s_j, t_j)$  と近似楕円上の点との誤差を算出する。すなわち、近似楕円の式(3)と各 RPE 層末端点  $(s_j, t_j)$  との代数的距離の絶対値の総和をとったものを目的関数  $O_2$  とする。なお、RPE 層末端点数で正規化している。

$$O_2 = \frac{1}{2n} \sum \left| \frac{((s_j - s_c)\cos\theta + (t_j - t_c)\sin\theta)^2}{a^2} + \frac{((s_j - s_c)\sin\theta - (t_j - t_c)\cos\theta)^2}{b^2} - 1 \right| \quad (4)$$

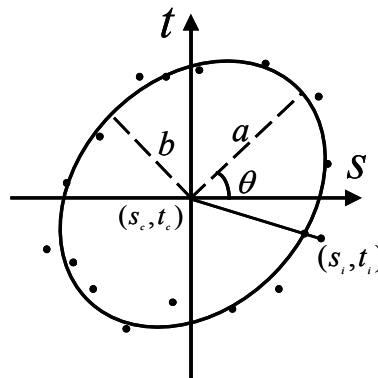


図 10 RPE 層末端点と眼底形状との誤差

## 5. 適用例

図 11 に示す眼底部を模擬した眼底モデルデータを用いて、提案手法を適用する。眼底モデルデータから、スキャン開始位置のずれと眼球運動によるずれを与えた 6 枚の断面画像を作成した。

本論文では、提案手法の有用性を確認するために、ずれを与えるパラメータと位置合わせするパラメータを横方向の平行移動成分  $du$  のみで、位置合わせを行わずに眼底ボリュームデータを作成した場合と従来手法[6]、提案手法で比較を行った。眼底モデルから断面画像を作成する際に、与えたずれを表 1 に示す。GA オペレータを表 2 に示す。なお、 $0^\circ$  断面画像を位置の基準とするため、 $0^\circ$  断面画像には、ずれを与えず、GA で最適化を行う際も、動かさない。

図 12 に横方向の平行移動成分  $du$  のみを用いて位置合わせした結果を示し、目的関数値を表 3 に示す。これより、位置合わせを行わずに眼底ボリュームデータを作成すると、ずれにより、くぼみの形状に凹凸が見られる。従来手法では、眼底の形状に凹凸が見られ、位置合わせがうまく出来ていない。提案手法では元の 3 次元形状を得ることができ、目的関数値も 0 となり、最小化できている。この実験では、断面画像への移動は従来手法と提案手法は同じ方法を採用している。よって、提案手法で改良した目的関数の有用性を実証することができた。

図 13 に眼球の水平方向成分  $d \xi 1$  のみを用いて位置合わせを行った結果を示す。また、目的関数値を表 4 に示す。これより、位置合わせなしでは、眼底の形状に凹凸が見られるが、提案手法では、元の 3 次元形状を得ることができた。したがって、眼球運動に則すように、断面画像を回転させる方法の有用性を実証することができた。

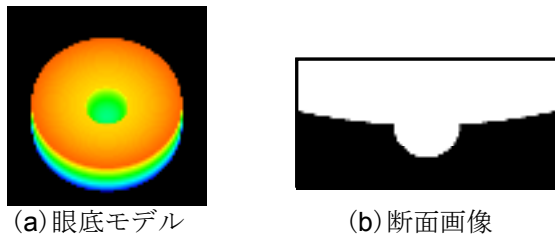


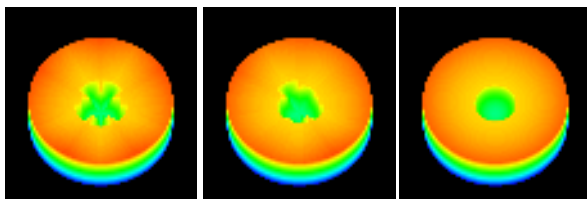
図 11 眼底モデルデータ

表 1 与えたずれ

| スキャン角度[deg.] | du[pix.] | $d\xi_1$ [deg.] |
|--------------|----------|-----------------|
| 0            | 0        | 0               |
| 30,90,150    | -10      | -1              |
| 60,120       | 10       | 1               |

表 2 GA オペレータ

|       |          |
|-------|----------|
| 世代数   | 50,000   |
| 個体数   | 1,000    |
| 染色体長  | 546[bit] |
| 交叉率   | 50[%]    |
| 突然変異率 | 1[%]     |

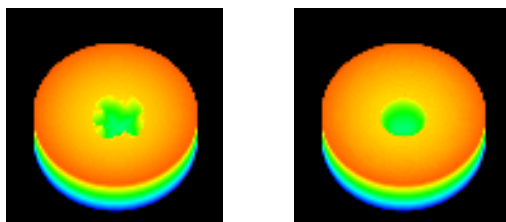


(a)位置合わせなし (b)従来手法 (c)提案手法

図 12 位置合わせ結果(du のみ)

表 3 目的関数値(du のみ)

|       | (a)   | (b)   | (c)   |
|-------|-------|-------|-------|
| 目的関数値 | 1.667 | 0.333 | 0.000 |



(a) 位置合わせなし (b) 提案手法

図 13 位置合わせ結果( $d\xi_1$ のみ)表 4 目的関数値( $d\xi_1$ のみ)

|       | (a)   | (b)   |
|-------|-------|-------|
| 目的関数値 | 1.032 | 0.091 |

## 6. おわりに

本論文では、眼球運動を直接考慮した位置合わせ手法、OCT 断面画像の RPE 層末端点を用いて、最

小二乗法により近似楕円を算出し、RPE 層末端点との誤差をとる目的関数を提案した。その結果、1 つのパラメータのみ考慮する問題に対して、有用性が確認できた。

今後の課題は、パラメータを組み合わせた場合で、手法の有用性を検証する実験をすること、式(1)の適切な重みの検討をする。

その後、実際の OCT 断面画像への適用する。

## 参考文献

- [1]三嶋弘, 阿部春樹, 新家真, 山本哲也, “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 (2007)
- [2]岸章治, “OCT の読み方”, 文光堂 (2002)
- [3]小川誠二, 上野照剛, “非侵襲・可視化技術ハンドブック”, NTS(2007)
- [4]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有用性”, 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]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)
- [6]田中優, 檜垣徹, 玉木徹, 金田和文, 曾根隆志, 三嶋弘, 木内良明, “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”, MIRU2007 画像の認識・理解シンポジウム論文集, pp.487-492(2007)
- [7]池田光男, “眼はなにを見ているか—視覚系の情報処理”, 平凡社(1988)
- [8]坂下祐輔, 藤吉弘亘, 平田豊, 高丸尚教, 深谷直樹, “高速楕円検出に基づく眼球回旋運動の計測”, 第 12 回画像センシングシンポジウム予稿集, pp.558-565(2006)