

## 結膜血管端検出による高速高精度眼球回旋計測

中込 広幸<sup>†a)</sup> 星野 聖<sup>†b)</sup>

## Fast and Precise Measurement of Rotational Eye Movement by Detecting Conjunctiva Blood Vessel End

Hiroyuki NAKAGOMI<sup>†a)</sup> and Kiyoshi HOSHINO<sup>†b)</sup>

あらまし 回旋性視運動眼振などの刺激に対するゲインの小さい眼球運動を計測するためには、高い精度が必要となる。従来の眼球回旋計測手法においては、瞳孔径変化によって変形した虹彩パターンを修正することで瞳孔径変化の影響を打ち消しているが、常に誤差 1.0 [degree] 以下での計測を行うことは困難であった。そこで我々は、瞳孔径変化に対して影響されない部位である虹彩外縁部に存在している結膜血管に着目し、従来の虹彩紋理パターンを用いた眼球回旋計測手法と結膜血管抽出手法を組み合わせることで、高速高精度な眼球回旋計測を行う方法を考案した。評価として 6 名の眼球回旋運動映像から、血管端位置を目測にて計測し、本システムの誤差を算出し、瞳孔径変化時においても、常に誤差 0.25 [degree] 以下、毎秒処理速度 60 回以上での計測が可能であった。

キーワード 眼球回旋運動, 結膜血管, 虹彩

## 1. ま え が き

眼球運動には 3 種類の運動方向があり、上下方向、左右方向、回旋方向が存在する。上下及び、左右方向の運動は、物体を視野にとらえるために視線方向を移動させる運動である。対して、眼球回旋運動は、前庭器官からの出力や、体性感覚、網膜映像からの出力を受け、回旋方向の視覚移動に対して眼球を回旋させ視野を安定させる機能をもっているといわれている。眼球回旋計測を応用している研究分野としては、視覚刺激に対する眼球回旋運動の特徴を解析することで、映像酔いの評価を行う研究が氏家ら [1] によって行われている。また、レーシックと呼ばれる角膜矯正手術では、球回旋運動を含め三次元の眼球運動をリアルタイムで計測することで、レーザの照射位置の補正を行っている [2]。このように、様々な研究に用いられている眼球回旋運動だが、現在の眼球回旋計測では、カメラ映像における虹彩パターンをトラッキングする方法が

主流である。これは、サーチコイル法 [3] と比べ、ストレスが少なく、周辺機器が発する磁気ノイズに影響されない等、利用が容易であるため普及している。虹彩をトラッキングすることで眼球回旋量を求める方法は [4]~[9]、映像酔い解析 [1] やレーシック [2] で利用されており、その精度は、解像度 640 × 480 [pixel] 程度の眼球映像において、誤差は 0.1 [degree] 以下での計測が可能であるという報告もある [4] (本研究における精度とは、回旋角度誤差を指す)。ただし、誤差 0.1 [degree] 以下の精度を出している手法は、虹彩の変形を考慮しない場合であり、実際の計測においては虹彩の変形により誤差は増加する。一方、坂下ら [8] 及び中込ら [9] の手法では虹彩の変形を考慮した場合の実験を行っており、虹彩の変形に対応した計測手法も提案しているが、虹彩変形時には誤差 1.0 [degree] 以上に増えてしまうという結果が出ている。これら虹彩の変形を考慮に入れた回旋計測方法では、虹彩のモデル化 [8] やパターン変形に対応したパターンマッチングを行っており [9]、虹彩の変形が小さい場合では誤差 0.2 [degree] 程度の計測が可能であるが、虹彩の変形を完全に打ち消すことは難しく、虹彩の変形量が大きい場合、誤差 1.0 [degree] 以下にすることは非常に困難であった。しかし実際の利用環境では、光強度が大き

<sup>†</sup> 筑波大学大学院システム情報工学研究科, つくば市

Graduate School of Systems and Information Engineering,  
Tsukuba University, 1-1-1 Tennoudai, Tsukuba-shi, 300-0005 Japan

a) E-mail: e0711248@esu.esys.tsukuba.ac.jp

b) E-mail: hoshino@esys.tsukuba.ac.jp

く変化する状態で [1] を行うことや、散瞳薬を用いない状態で [2] を行うことが望まれるため、[4]～[9] と同程度の解像度での撮影を行った際、虹彩が変形しても、誤差 0.2 [degree] 程度での計測を可能にするべきであるため、本研究では、虹彩が変形する場合においても虹彩の変形がない場合と同程度の誤差 0.2 [degree] 程度での計測を可能とすることを目標とする。また、応用技術 [2] では眼球運動を計測しながら角膜をレーザーで割るため、即時性の高いアルゴリズムが望まれる。今までの手法の処理速度は、BerthodMax ら [4] の手法ではオフライン、坂下らの手法 [5] では約 30 [fps]、中込ら [9] の手法では約 40 [fps] での計測が可能であり、本システムでも、同程度の解像度  $640 \times 480$  [pixel] にて、処理速度 40 [fps] 以上の計測を可能とすることを目標とする。上記の条件を満たす方法として、本研究では、瞳孔径変化によってパターン変形を起こさない部位である、結膜血管端に着目した眼球回旋運動計測の方法を提案する。結膜血管端 (図 1) は、瞳孔反応によるパターン変形を受けることがないため、瞳孔径が変化しても常に一定の精度での眼球回旋計測を行うことが可能である。また、眼球回旋角度は、追跡するマーカ (ここでは虹彩や結膜血管端といった模様) の回転中心に対する移動量を測定することで求められることから、回旋量とマーカの移動量の関係として、回旋角度が 1 [degree] 変化したときのマーカの移動量は、回転中心である瞳孔中心から離れるほど増加し、逆に 1 ピクセル当りの角度変化量は、マーカが回転中心から離れるほど小さくなるため回転中心から離れているマーカの方が 1 ピクセル当りの角度分解能が小さくなる。よって、同じ画像解像度においても、回転中心からの距離が虹彩より離れている結膜血管端をトラッキングした方が、角度分解能が高くなる利点がある。ただし、問題点として、全ての結膜血管が利用できるというわけではなく、角膜部位に接続している端点部分のみ、利用可能であり、この部位を探索しなければならない。また、画像中全ての領域から結膜血管端を検出する処理は非常に処理コストが高いため、リアルタイムで利用する場合には、探索範囲に制限を設けなければならない点が挙げられる。本手法ではこれら二つの問題を解消するために、従来法 [9] である虹彩を用いた計測手法と併用することで、結膜血管端を低い処理コストにて抽出する方法を提案し、瞳孔径変化においても、常に高い精度の眼球回旋計測を行う手法を実現した。本手法の評価として、6 名の眼球画像の回旋角度真値

を求め、本システムの推定した回旋角度と比較することで、提案手法の精度を求め、本手法の妥当性を示す。

## 2. 結膜血管端の特徴

本手法では、図 1 のような虹彩外縁部まで伸びている結膜血管の端点を用いる。結膜血管の端点のみを扱う理由としては、通常の結膜血管は眼球の強膜と結膜は剥離しているため (図 2)、眼球の移動量に対して、結膜血管の移動量は合致せず、眼球回旋計測に用いることはできない。対して、虹彩外縁部に伸びている結膜血管の瞳孔側端点は、結膜と角膜の外縁部に存在しているため、結膜血管端の移動量は眼球の移動量と等しくなり、正しい眼球回旋量を計測することができる。

## 3. 提案手法

結膜血管端を抽出し、眼球回旋角度を求める処理の流れについて説明する。本手法の流れとしては、

- (1) 極座標系の設定
- (2) トラッキングを行う結膜血管端の指定
- (3) 従来法 [9] による抽出範囲の制限
- (4) テンプレートマッチングによるトラッキング
- (5) 結膜血管端の位置情報を眼球回旋角度に変換

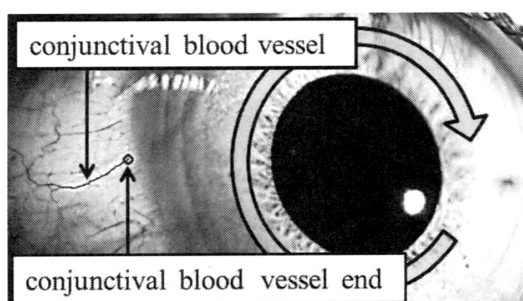


図 1 結膜血管端の位置

Fig. 1 Position of conjunctival blood vessel end.

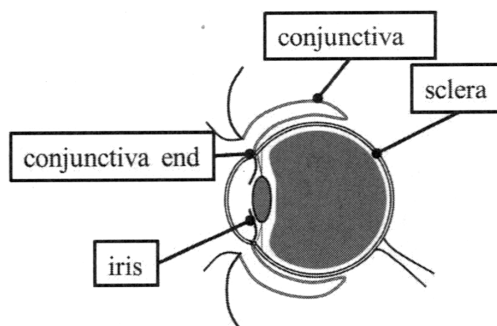


図 2 結膜の眼球接続位置

Fig. 2 Conjunctiva and conjunctival end focused in this study.

となっている。まず、瞳孔領域を求め、眼球回旋量を求めるための極座標系を設定する。次に、テンプレートに用いる結膜血管端の座標を指定し、瞳孔楕円の極座標値、及び周辺画素をテンプレート血管端画像として記録しておく。次に、従来法 [9] である虹彩を用いた眼球回旋手法を用いて、大まかな回旋角度を算出し、テンプレート結膜血管端の極座標値を回旋角度分だけ移動することによって、テンプレートマッチングを行う範囲を限定する。そして、テンプレートマッチングにより血管領域端の正確な座標を抽出し、瞳孔楕円パラメータを用いて眼球回旋角度に変換する。

### 3.1 実験装置

本実験装置は、モノクロ CMOS カメラ (Point Gray Research 社 FFMV-03MTM-60)、赤外線 LED、青色 LED を、図 3 のようにメガネに固定し撮影を行う。赤外線 LED はカメラ下方に設置し、眼窩に向けて照射する。照射された赤外光によって瞳孔と虹彩のコントラスト、虹彩パターンの濃淡が強調される (図 4)。また、青色 LED はメガネ右目部位に設置し、右眼球の外側白目領域に向けて照射し、白目と血管領域のコントラストの強調を行う (図 4)。青色 LED には、被験者の視界に青色光が入らないように照射範囲を制限する筒が先端に装着されている。これは、青色 LED は可視光であり、網膜に照射された場合に被験者に影

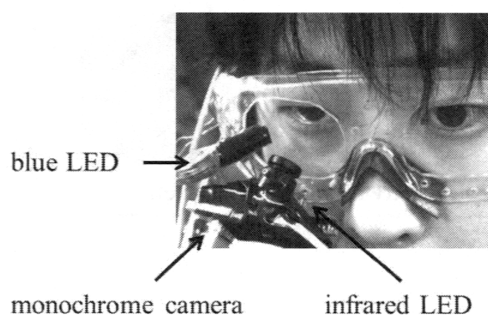


図 3 実験装置

Fig. 3 Experimental device.

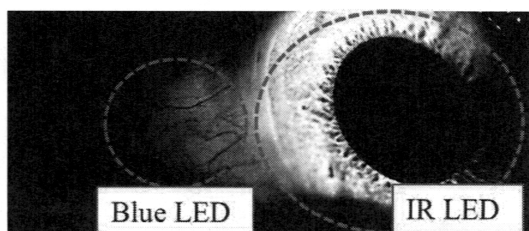


図 4 赤外線照明及び青色照明の照射位置

Fig. 4 Regions illuminated with infrared and blue LED.

響を与えてしまうため、照射範囲を、目的とする結膜血管周辺のみ限定するために取り付けられている。

### 3.2 極座標系の設定

眼球回旋方向、及び回旋角度を求めるために、瞳孔輪郭に沿った楕円極座標系を取得する。図 4 の赤外線照明により、瞳孔領域は、他の領域と比べ、画素値が低くなる特徴をもっているため、画素値の低い領域を 2 値化処理によって求め、瞳孔領域を抽出する。得られた瞳孔領域の輪郭に対して、最小二乗法を用いて楕円近似を行い、得られた楕円パラメータを用いて瞳孔中心を通るカメラ座標系垂直軸に並行な直線を 0 [degree] とする極座標系を設定する (図 5)。

### 3.3 トラッキングを行う血管端の指定

トラッキングを行う血管端を選択する手法について述べる。測定開始時に、トラッキングを行うための血管端周辺の座標を手動にて選択する (図 6)。手動にて指定された座標の周辺  $50 \times 50$  [pixel] に対して画像処

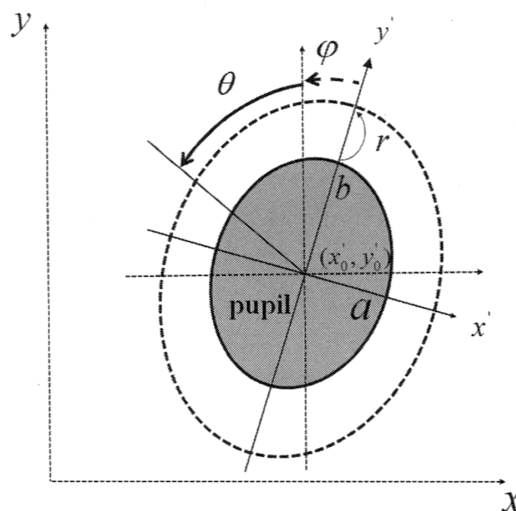


図 5 楕円近似楕円パラメータを用いた基本座標系

Fig. 5 Polar coordinate system obtained with ellipse approximation parameters.

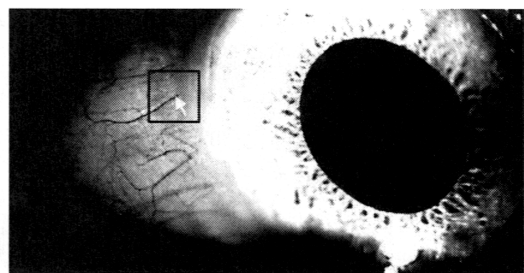


図 6 手動にて指定されたトラッキングを行う結膜血管端の周辺領域

Fig. 6 Manually selected region to obtain conjunctival blood vessel end for tracking.

理を行い、トラッキングを行う結膜血管端を抽出する。結膜血管は背景である強膜と比べて画素値が低くなるため、2値化処理を行うことで抽出することができる。しかし、原画像(図7(a))に対して単純にしきい値を用いて2値化を行うと、照明光の変化によって抽出が失敗してしまう。そこで、原画像と $17 \times 17$  [pixel]の範囲で平滑化を行った画像の差分をとり(図8(a)),照明光がもつ低周波成分を除去する。また、カメラ映像中には、細かいノイズがもつ高周波成分が含まれるため、 $3 \times 3$  [pixel]で平滑化を行い、高周波成分を除去する(図8(b))。得られたノイズ除去後の画像に対して、2値化を行うピクセルの周辺 $19 \times 19$  [pixel]内の平均値をしきい値として用い、2値化を行う。得られた2値化画像には、トラッキングを行う血管を含め、複数の血管領域が存在しているとともに、細かいノイズ領域が見受けられる。これら複数の領域から、トラッキングを行うための血管領域を自動的に選択する方法としては、Hilditchの細線化アルゴリズムを適用し、深さ優先探索を行うことで、血管の長さを計測する。得られた血管の中で、長さが一定以上の血管のみを抽出することで細かいノイズ領域を除去し(図7(c)),手動にて選択した座標に対して、最もユークリッド距離が近い血管(図9)の瞳孔側血管端点の座標を取得することで、トラッキングを行う結膜血管端の座標

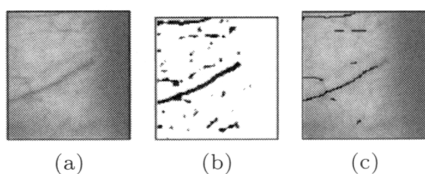


図7 結膜血管端点の画像処理 (a) 原画像, (b) 2値化画像, (c) 細線化ノイズ除去画像

Fig. 7 Image processing of conjunctiva blood vessel end. (a) original image, (b) binarized image, and (c) thinning and noise removal image.

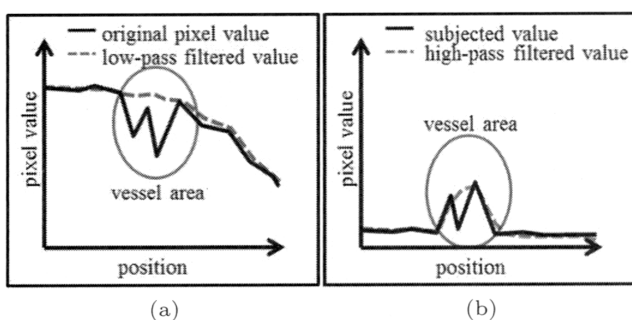


図8 血管領域の強調方法

Fig. 8 Method of emphasizing blood vessel areas.

$(x_{temp}, y_{temp})$  及びそれを中心とするテンプレート画像(以降テンプレート血管端画像と呼ぶ)を抽出する。テンプレート血管端画像のサイズについては処理速度に影響するため、後述する評価実験にてテンプレート画像の最適なサイズを述べる。また、カメラ座標系である $(x_{temp}, y_{temp})$ は、極座標 $(x'_{temp}, y'_{temp}, \theta_{temp})$ に変換する。方程式における $x, y$ に、先に得られた結膜血管端座標 $(x_{temp}, y_{temp})$ を代入し、(1)の方程式を解くことで、極座標値 $(x', y', \theta)$ の値が求められ、 $(x', y', \theta)$ の値を極座標値 $(x'_{temp}, y'_{temp}, \theta_{temp})$ として記録する。

$$\begin{cases} x = x'_0 + x' \cdot \cos(\phi) \cos(\theta) - y' \cdot \sin(\phi) \sin(\theta) \\ y = y'_0 + x' \cdot \sin(\phi) \cos(\theta) + y' \cdot \cos(\phi) \sin(\theta) \\ x' = \frac{a}{b} y' \end{cases} \quad (1)$$

ただし、 $(x'_0, y'_0)$ は瞳孔楕円中心座標、 $a$ は瞳孔楕円の短軸長さ、 $b$ は瞳孔楕円の長軸長さ、 $\phi$ は瞳孔楕円の傾きである。

### 3.4 従来法[9]による抽出範囲の制限

従来法[9]を用いて大まかな眼球回旋角度を算出し、血管抽出範囲を限定することで、目的とする血管端の大まかな位置情報を、低い処理コストで取得する。従来法[9]を用いる理由としては、テンプレートマッチングによる探索を行う範囲を限定することで処理コストを抑えるとともに、複数ある結膜血管端のうち、トラッキングを行う血管端を抽出する際の誤抽出を低減するためである。以下では、従来法[9]を用いて、血管端抽出範囲を限定する方法について述べる。

#### 3.4.1 虹彩パターンのサンプリング

瞳孔輪郭に沿って虹彩パターンのサンプリングを行う。この際、瞳孔径変化に対してロバストに計測を行えるよう、虹彩パターンが比較的鮮明に現れている範囲を、図10のように、異なるサンプリング楕円長軸長さ $y'_i$ を用いて複数ラインで画素値のサンプリングを行う。サンプリング楕円長軸長さ $y'_i$ を、瞳孔楕円長軸長さ $b$

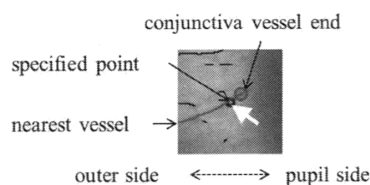


図9 トラッキングを行う結膜血管端の抽出

Fig. 9 Method to obtain position of conjunctival blood vessel end.

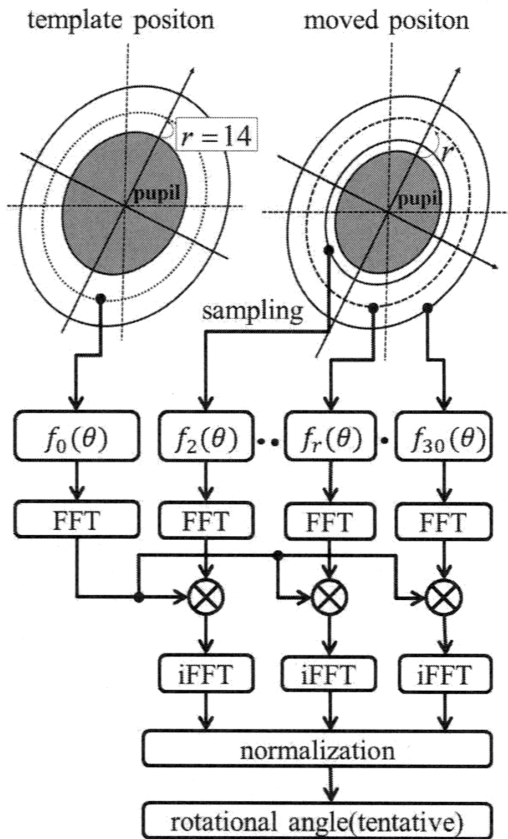


図 10 虹彩を用いた大まかな眼球回旋運動算出方法  
Fig. 10 Method of measuring tentative angle of rotational eye movement using conventional method [9].

及び長軸加算値  $r$  で表現し、サンプリング楕円長軸長さ  $y'_t$  における角度  $\theta$  の座標の画素値を  $f_r(\theta)$ 、これを  $(x, y)$  座標系で表した画素値を  $f_{r,\theta}(x, y)$  とすると

$$f_r(\theta) = f_{r,\theta}(x, y) \quad (2)$$

であり、サンプリングを行う座標  $(x, y)$  は、方程式 (1) の  $y'$  にサンプリング楕円長さ  $y'_t$  を

$$y'_r = b + r \quad (3)$$

として、 $r$  及び  $\theta$  の値を変えながら代入していくことで得られる。長軸加算値  $r$  は  $\{r \mid 2 \leq r < 30\}$  の範囲で 2 [pixel] ごと、角度  $\theta$  は  $\{\theta \mid 0 \leq \theta < 360\}$  の範囲にて 0.5 [degree] ごとに画素値サンプリングを行い、14 本分の入力虹彩パターンを取得する。また、測定開始時に、0 [degree] 基準となるテンプレート虹彩パターンを  $r = 14$  の位置にて、 $\{\theta \mid 0 \leq \theta < 360\}$  の範囲にて 1 本サンプリングを行い、テンプレート虹彩パターンとする。この操作により、入力虹彩パターンとテンプレート虹彩パターンは、横軸値が  $\theta$ 、縦軸値が画素値となる一次元の波形データとして得られる。

### 3.4.2 相互相関関数による類似度計算

入力虹彩パターンの波形と、テンプレートパターンの波形をずらしながら類似度を各  $r$  ごとに計算する。類似度計算には相互相関関数を用いた。相互相関関数によるパターン類似度は、

$$R_r(\theta) = \sum_{m=0}^{N-1} f_r(m) f_0(m + \theta) \quad (4)$$

ただし、 $f_0(\theta)$  はテンプレート虹彩パターンであり、 $N$  はサンプリングを行う楕円 1 本当たりのサンプリング数である。本研究では、虹彩パターンのサンプリングを 0.5 [degree] ごとに 360 [degree] の範囲でサンプリングを行うため、 $N = 720$  である。また本システムでは、式 (4) 式の畳込み演算を、高速フーリエ変換を利用することで高速化を行った。

### 3.4.3 相互相関関数の正規化

各  $r$  ごとに、横軸がテンプレートのずらし量  $\theta$ 、縦軸がテンプレート虹彩パターン  $f_0(\theta)$  と入力虹彩パターン  $f_r(\theta)$  の波形をずらした際の類似度となる一次元波形  $R_r(\theta)$  が 3.4.2 により得られる。類似度  $R_r(\theta)$  のうち、最大値をとる  $r, \theta$  をそれぞれ、瞳孔径変化により生じたテンプレートに用いた虹彩パターンの楕円長軸方向の移動後位置、眼球回旋運動により生じた回旋方向のずれ量とし、このときの  $\theta$  を大まかな眼球回旋角度  $\theta_{iris}$  として記録する。ただし、得られた類似度  $R_r(\theta)$  は、画素値の畳込みであり入力虹彩パターンとテンプレート虹彩パターンをずらしながら乗算の積分を類似度としているため、入力虹彩パターンとテンプレート虹彩パターンの類似性が低くても、縦軸値である画素値が高いと  $R_r(\theta)$  の値は大きくなり、正しい類似度として用いることはできない。しかし  $R_r(\theta)$  の特徴として、各  $r$  ごとの類似度を見ると、入力虹彩パターンとテンプレート虹彩パターンが一致する場合は  $R_r(\theta)$  の波形はピークをもち、一致しない場合  $R_r(\theta)$  の波形はピークをもたない波形になるため、以下の式により正規化することにより、鋭いピークをもつ波形のピーク値は高くなり、ピークをもたない波形は常に値が低くなるよう操作することができる。正規化後の類似度を  $R'_r(\theta)$  とすると、

$$R'_r(\theta) = \frac{R_r(\theta)}{\frac{1}{N} \sum_{\theta=0}^{N-1} R_r(\theta)} \quad (5)$$

によって正規化する。  $R'_r(\theta)$  の最大値をもつ  $\theta$  を、大

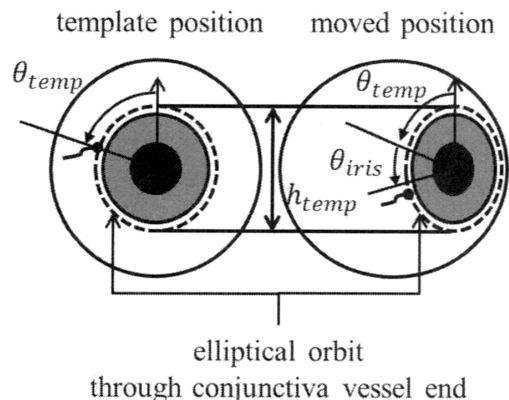


図 11 大まかな結膜血管端座標を求める際に利用する眼球モデル

Fig. 11 Eye model used to obtain tentative position of conjunctival blood vessel end.

まかな眼球回旋角度  $\theta_{iris}$  とする。

### 3.5 テンプレートマッチングによるトラッキング

3.4 によって求められた回旋角度とあらかじめ取得しておいたテンプレート結膜血管端の座標を用いて大まかな結膜血管端の位置（以降、参照点と呼ぶ）を算出し、参照点を中心とした任意サイズの方角範囲をテンプレートマッチングを行う探索範囲として画素値をサンプリングすることで、入力血管端画像を得る。計測開始時に 3.3 の方法で取得したテンプレート結膜血管端画像とのテンプレートマッチングを行い、正確な結膜血管端位置を求め、眼球回旋角度に変換する。テンプレートマッチングを行う範囲は処理速度に影響するため、後述する評価実験にて最適な大きさを論じる。

#### 3.5.1 参照点の設定

テンプレート血管端の眼球運動による位置変化は、視線の移動によって変化する成分と、眼球回旋運動による成分で表される。視線の移動によって変化する成分は、結膜血管端を通る楕円の変形として表すことができる。視線移動前と視線移動後の瞳孔楕円及び結膜血管端を通る楕円は、カメラからの距離による画像の大きさの変化を無視すると、図 11 のように変化し、視線移動前と視線移動後のそれぞれの結膜血管端を通る楕円の長軸長さは変わらない。短軸長さは変化するが、瞳孔楕円と結膜血管端を通る楕円は相似の関係であるため、瞳孔楕円の長軸短軸を用いて (7) の式によって表すことができる。眼球回旋が起こらなかった場合、結膜血管端の位置は、計測開始時に取得した結膜血管端の角度  $\theta_{temp}$  を、眼球運動後の結膜血管端の角度として用いることで視線移動後の結膜血管端の角度を表すことができる。眼球回旋成分による変化する

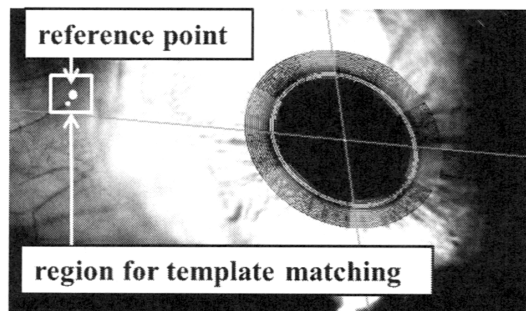


図 12 テンプレートマッチングを行う範囲  
Fig. 12 Region for template matching.

成分は、前述の従来法にて求められた  $\theta_{iris}$  を  $\theta_{temp}$  に加算することで求めることができる。以上より、参照点の  $x, y$  座標は、(1) の方程式における楕円長軸座標  $y'$  に  $y'_{ref}$ 、短軸座標  $x'$  に  $x'_{ref}$ 、角度座標  $\theta$  に  $\theta_{ref}$  を代入し、方程式を解くことで求められる。 $y'_{ref}$ 、 $x'_{ref}$ 、 $\theta_{ref}$  の値はそれぞれ、

$$y'_{ref} = y'_{temp} \quad (6)$$

$$x'_{ref} = \frac{a}{b} y'_{temp} \quad (7)$$

$$\theta_{ref} = \theta_{temp} + \theta_{iris} \quad (8)$$

である。

#### 3.5.2 テンプレートマッチング

端点座標は 3.3 のような細線化によって得ることが可能であるが、照明の変化や画像処理アルゴリズムの影響で、抽出される血管領域が変化し、本来の位置から 1 ピクセル以上ずれてしまうことが多い。そこで、図 12 のように、参照点を中心とした方形枠範囲を探索領域とし、探索領域内の画像をサンプリングし、得られた映像（入力画像）と、3.3 で得たテンプレート血管端映像を用いてテンプレートマッチングを行い血管端の正確なカメラ座標を求める。テンプレートマッチングには ZNCC (Zero-mean Normalized Cross-Correlation) を用いた。得られた端点の二次元位置情報を式 (1) の  $(x, y)$  に代入し方程式として解くことで、測定時の極座標系における角度が求められ、得られた角度から  $\theta_{temp}$  を減算することで眼球回旋角度が得られる。

## 4. 評価実験

### 4.1 実験環境

本手法の妥当性を評価するために、健康な 22～24 歳までの男性 6 名の被験者に参加してもらい、本実験装置を用いて、画像解像度は従来法 [4]～[8] の

解像度と同様に  $640 \times 480$  [pixel] に固定し、カメラ読取り速度 60 [fps] にて眼球の撮影を行う。使用した PC のスペックは Intel(R) corei5, 3.30 [GHz], メモリ 8 GByte, 使用した高速カメラは PointGrayResearch 社 FireflyMV (FFMV-03MTM-60) である。

#### 4.2 瞳孔径変化と眼球回旋運動の発生方法

本研究では、(1) 瞳孔径の変化、(2) 眼球回旋運動が同時に発生している際の、回旋角度の平均誤差及び標準偏差を計測した。(1) を発生させるために、被験者を暗室に待機させ、暗順応させることで、瞳孔を散大させる (図 13(a))。動画像の取込みを測定開始とともにいき、約 2 秒後に、被験者の瞳孔に向けて白色 LED 照明を付加し、縮瞳させる (図 13(b))。同時に (2) を誘発させるために、被験者は動画撮像時に、頭部を横に傾け、前庭動眼反射 (VOR) による眼球回旋運動を誘発させる。動画取得開始から約 3 秒後に動画取得を停止させる。

#### 4.3 真値計測方法

得られた約 180 枚の動画像に対して、目測による眼球回旋角度の真値と、システムの出力した測定値との平均誤差及び標準偏差を求める。目測による真値の計測方法は、動画像 1 枚目にて指定した結膜血管端のテンプレート映像を、1 枚目以降の各画像に表示させ、画像をすり合わせることで、テンプレート映像の血管端と入力映像の血管端ずれを目視する。ずれが完全になくなる状態までテンプレート映像を移動させ、テンプレート映像の中心位置を、結膜血管端の位置情報として抽出し、眼球回旋角度に変換し、これを真値とした (図 14)。

#### 4.4 探索範囲とテンプレート画像の最適な大きさ

3.5.1 における参照点の座標算出には、カメラ距離による長軸長さ変化を無視していることと、大まかな回旋角度の利用による誤差が発生するため、実際の血管端の位置と参照点の位置は異なり、テンプレートマッチングにより正確な血管端の位置を算出している。よって探索範囲の一辺の長さ (入力画像の大きさ) は、

(テンプレート画像の一辺の長さ)  $\times$  (誤差により生じる血管端と参照点の距離  $\times 2$ ) となる。精度と処理速度を考慮すると、探索領域及びテンプレート血管端画像の大きさはなるべく小さく、かつ精度が低下しない大きさが最適となるため、目測により求めた血管端と参照点の距離、及び、テンプレート血管端画像のサイズに対する精度の変化を調べ、最適な探索範囲及びテンプレート血管端画像のサイズを求める。血管端と参照点の距離は、カメラに対する視線角度が大きくなるほど増加するため、被験者の視線を 0 [degree] 付近からカメラに対して左方向に 40 [degree] 付近まで変化させたところ、血管端と参照点の距離は図 15 のようになり、血管端と参照点の距離は 15 [pixel] 以下となった、よって探索範囲は、左右上下の変化を考慮すると、

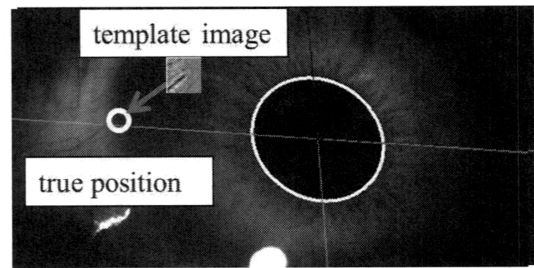


図 14 真値計測方法

Fig. 14 Method of measuring true position of conjunctival blood vessel end.

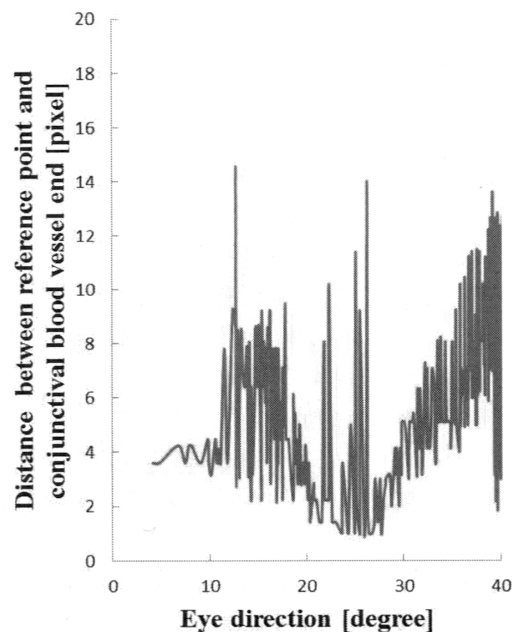
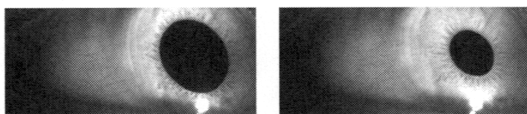


図 15 視線角度に対する参照点-結膜血管端の距離の変化

Fig. 15 Relationship between eye direction and distance from reference point to conjunctiva vessel end.



(a) (b)

図 13 瞳孔径変化の様子：(a) 散瞳時、(b) 縮瞳時  
Fig. 13 Changes in pupil diameter. (a) mydriasis, (b) miosis.

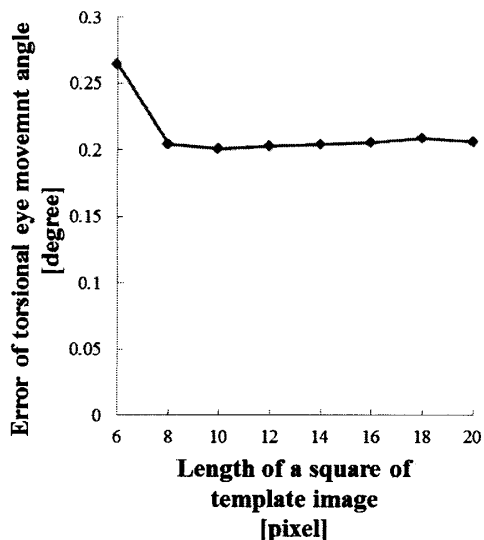


図 16 血管端テンプレート画像の大きさと回旋角度誤差  
Fig. 16 Relationship between size of template image and error of estimated rotational angle of eye movement.

表 1 被験者ごとの瞳孔直径長さ  
Table 1 Pupil diameter of each subject.

	small [pixel]	medium [pixel]	large [pixel]
subject A	153~210	211~240	241~259
subject B	139~160	161~200	201~228
subject C	141~180	181~198	199~210
subject D	146~173	174~203	203~231
subject E	152~174	175~193	194~211
subject F	151~183	184~211	212~243

テンプレート画像のサイズ +30 [pixel] の方形枠で十分となる。テンプレート血管端画像の大きさについては、テンプレート画像のサイズを変えた場合の精度及び速度について計測を行うと、図 16 のようになり、テンプレートの大きさを  $10 \times 10$  [pixel] としたときに精度が最もよくなる。また、テンプレートのサイズを大きくしていくと、並進のみでのテンプレートマッチングを行っているため、結膜血管端から離れるにつれ画像に回転成分の変化が発生し誤差が増加し、かつ処理コストが増加してしまうため、精度と処理速度を考えた際、最適なテンプレートサイズは  $10 \times 10$  [pixel] であり、探索範囲は  $40 \times 40$  [pixel] となる。

#### 4.5 回旋角度誤差及び処理速度

被験者 6 名の眼球回旋時の、真値との絶対誤差及び標準偏差を、瞳孔の大きさごと (表 1) に図 17 に示す。この結果は 6 名の被験者における絶対誤差と標準偏差をそれぞれ平均し表示している。本手法では、瞳孔径が変化した場合でも平均誤差 0.25 [degree] 以下での眼球回旋計測が可能であることが分かる。また、速度に

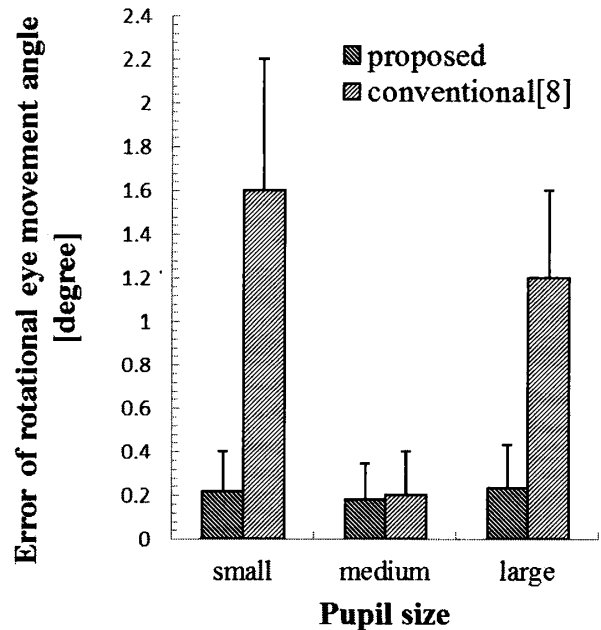


図 17 提案手法と従来法 [8] の眼球回旋誤差比較  
Fig. 17 Relationship between average error of estimated rotational angle and size of pupil diameter.

関しては、4.3 にて述べた探索領域とテンプレート映像の大きさにて、カメラ画像読取り速度を 16.6 [ms]、毎秒 60 回に設定し、画像解像度を  $640 \times 480$  [pixel] に固定した場合、虹彩眼球回旋計測にかかった時間は 10.9 [ms]、結膜血管端の探索領域取得からテンプレートマッチングを行い、回旋角度を得るまでに 1.87 [ms] であった。カメラの撮像にかかる処理を並列化したため、全体の処理としては、毎秒 78.1 回の眼球回旋測定が可能である。また、角度分解能については、解像度  $640 \times 480$  [pixel] での撮影時の、虹彩パターンの瞳孔中心からの距離は縮瞳時に約 75 [pixel]、散瞳時に 130 [pixel] となり、これを半径とする円周上において同じピクセルを参照しないと仮定すると、虹彩を用いた場合の回旋角度分解能はおおよそ縮瞳時 0.75 [degree]、散瞳時 0.44 [degree] になる。対して、結膜血管端の瞳孔中心からの距離は 190~210 [pixel] となり、分解能はおおよそ 0.3 [degree] から 0.27 [degree] となるため、分解能についても虹彩を用いる方法よりも優れているといえる。

## 5. むすび

本研究では、結膜血管端を用いた眼球回旋運動計測手法について提案した。結膜血管端の位置情報を、従来の虹彩を用いた眼球回旋計測を用いて、探索する領



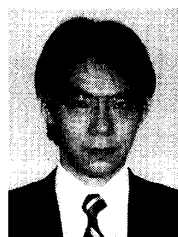
域を制限し、画像処理によって求めることで眼球回旋角度を算出した。評価として瞳孔変化が発生している状態での眼球回旋計測を行い、結果、瞳孔径が変化した場合でも平均誤差 0.25 [degree] 以内での眼球回旋計測を、毎秒 78.1 回の速度で行うことが可能であった。

**謝辞** また、本研究の一部は、(財)機械システム振興協会委託事業「映像刺激を用いた心理的負荷測定システムの開発に関するフィージビリティスタディ」、及び総務省戦略的情報通信研究開発推進制度 (SCOPE) の支援により実施された。

## 文 献

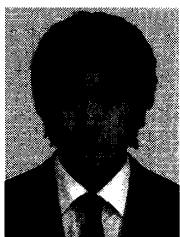
- [1] 氏家弘裕, 阿部聖二, 鶴飼一彦, 斎田真也, “映像酔いを生じるオプティカル・フローと回旋眼球運動,” 映情学技報, vol.27, no.41, pp.25-26, 2003.
- [2] 稗田 牧, “エキシマレーザーによるレーザー角膜内切削形成術 (LASIK),” 日本レーザー医学会誌, vol.28, no.2, pp.167-170, 2007.
- [3] D.A. Robinson, “A method of measuring eye movement using a scleral search coil in a magnetic field,” IEEE Trans. Biomed. Electron., vol.10, no.4, pp.137-145, 1963.
- [4] BerthodMax, 金子寛彦, 宇和伸明, “3次元眼球運動測定装置における回旋測定方法の最適化,” 信学技報, HIP98-6, 1998.
- [5] 坂下祐輔, 藤吉弘巨, 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リアルタイム計測システム,” 電学論 (C), vol.127, no.4, pp.591-598, 2007.
- [6] 星野 聖, “眼球回旋運動の左右同時計測,” 映情学誌, vol.55, no.11, pp.1539-1542, 2001.
- [7] 朝比奈成年, 堺 浩之, 山地一禎, 石樽康雄, 臼井支朗, “瞳孔反応・眼球運動 (水平・垂直・回旋)・焦点調節の両眼同時計測装置の開発とその評価,” 信学技報, MBE2000-110, 2000.
- [8] 橋本 勉, 牧 孝郎, 坂下祐輔, 西山潤平, 藤吉弘巨, 平田 豊, “瞳孔径変化による虹彩パターン伸縮のモデル化と眼球回旋運動計測への応用,” 信学論 (D), vol.J93-D, no.1, pp.39-46, Jan. 2010.
- [9] 中込広幸, 星野 聖, “高速フーリエ変換を用いた瞳孔径変化に対してロバストな眼球回旋計測,” 映情学技報, vol.35, no.15, pp.27-30, 2011.

(平成 24 年 6 月 15 日受付, 10 月 26 日再受付)



星野 聖 (正員)

1993 東京大学医学系大学院博士課程了。同年東京医科歯科大学大学部助手。1995 琉球大学工学部助教授。2002 筑波大学機能系助教授。現在、同大学院システム情報工学系教授。1988~2001 科学技術振興事業団さきがけ研究 21, 2002~2005 同事業団(現・科学技術振興機構)基礎的研究発展推進事業の研究者を兼任。医博。工博。



中込 広幸

2011 筑波大・理工学群・工学システム学類卒。現在、同大学院システム情報工学研究科博士前期課程在学中。