

角膜における屈折を考慮した3次元眼球運動計測

Measurement of 3D Eye Movements Using Corneal Refraction

坂下 祐輔† 藤吉 弘亘‡ 平田 豊‡

Yusuke SAKASHITA†, Hironobu FUJIYOSHI‡, Yutaka HIRATA‡

†株式会社 ニデック ‡中部大学 工学部情報工学科

†NIDEK CORPORATION,

‡Department of Computer Science, Chubu University

E-mail: hf@cs.chubu.ac.jp

Abstract

眼球運動には水平, 垂直, 回旋 (Yaw, Pitch, Roll) の3次元運動がある。通常, カメラで捉えた瞳孔は実際の瞳孔の角膜屈折による虚像であるため, カメラ映像から眼球運動を計測すると誤差が生じる。本提案手法では, 眼球のパラメータにヒト眼球の平均値を用い, 角膜における屈折を考慮した高精度な3次元眼球運動計測法を提案し, その有効性と実用性を示す。本提案手法は, 屈折による歪みを取り除いた瞳孔画像から, 瞳孔を楕円と仮定し, 楕円に内接する平行四辺形の成立条件より投票処理を用いて楕円中心を算出する。楕円中心を通る直線と交わる輪郭点の関係からアウトライアの除去を行い, 除去後の輪郭点から楕円パラメータを最小二乗法により求める。これにより, 高速かつ, 高精度な瞳孔抽出が可能となる。次に, 求めた瞳孔中心と瞳孔径を基に, 虹彩パターンを取得し, 予め取得した回旋運動が生じていない安静時における虹彩パターンとの相対回旋角をパターンマッチングにより求める。評価実験の結果, 25度まで視線を傾けた場合でも真値との誤差1.5度以下で眼球回旋角度を計測できることを確認した。

1 まえがき

生体の巧妙・精緻な運動制御メカニズムを理解する方法の一つとして, 眼球運動計測に関する研究が盛んに行われている[1]。特に, 眼球運動の高速画像計測の実現は, 脳内大規模神経回路網による情報処理と運動制御ならびに学習・記憶の発現メカニズムの関係解明に貢献できると考えられている[2, 3]。これらの神経系との運動制御を行うため, 眼球運動の計測には精度と計算速度が要求される。

眼球運動には, 視線の移動による水平運動, 垂直運

動, 眼球の回旋運動である回旋運動があり, これらのうち, 水平運動・垂直運動の計測は主に, 視線方向推定に用いられている[4]~[6]。視線方向を求める技術は, 心理学, 医療, ヒューマンインタフェースなどの分野において期待されており, その応用として, ドライバの運転状態の検知[7]や, 視線を用いてコンピュータを制御する視線インタフェース[8]などが挙げられる。

一方, 眼球回旋運動の計測は, 宇宙空間における空間認識失調の解析や, めまい等の診断に必要とされている。微小重力環境に暴露された場合, 耳石からの重力情報を失い, 上下方向の感覚に混乱が生じる。そのため, 今後の有人宇宙活動を展開していく上での大きな課題となっている[9]。

従来, 水平運動と垂直運動の計測には主に眼球電位法(E.O.G), 角膜反射法, ビデオ画像処理法の3つの方法が用いられている。眼球電位法[2]は, 電極を被験者に固定する必要があるため, その計測結果も周囲の電気的ノイズの影響を受けるため, 精度に問題がある。角膜反射法[10]は, 光源からの光を角膜に照射し, その反射光(プルキニエ像)と瞳孔をカメラで捉え検出することで, 高精度な計測が可能となる。しかし, この方法では頭の動きと眼球の動きを容易に区別することはできない。ビデオ画像処理法[11, 12]は, 画像中から虹彩, もしくは瞳孔を円や楕円として捉え, その中心を検出することで高速な計測を実現している。しかし, これら3つの手法は眼球運動の中でも水平運動と垂直運動の計測を対象としている。従来, 回旋運動計測には, コイル付きコンタクトレンズを用いるサーチコイル法や, マーク付きコンタクトレンズを装用し, 画像処理によりそのマークを検出し追跡する方法が用いられている。しかし, これらの計測法は, 被験者への負担が大きく, 長時間の計測には不向きという問題がある。

また, カメラによって撮影された瞳孔映像から瞳孔抽出を行った場合, その動きは2次元上での平行移動として観測される。本来眼球運動は, 眼球回転中心を基

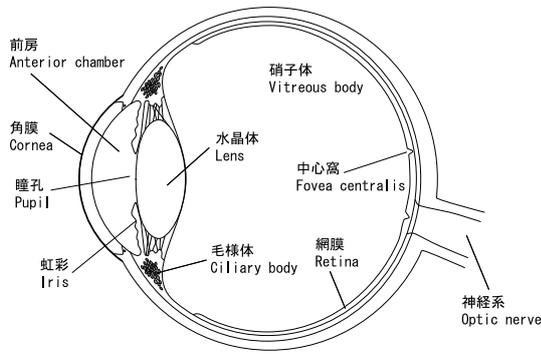


図1 眼球構造

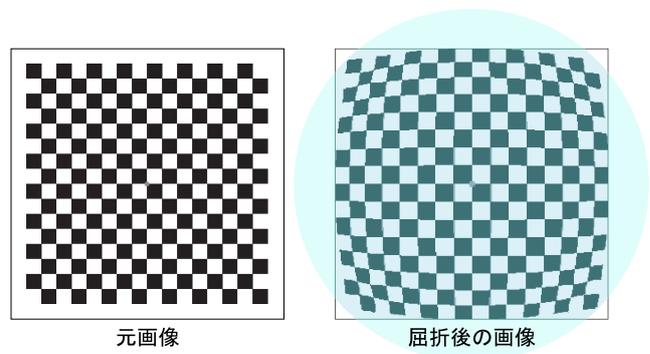


図2 屈折の影響

準とした3軸の回転運動を行っている。しかし、我々が
見ている瞳孔は、実際の瞳孔の角膜屈折による虚像
であるため、解剖学的な瞳孔位置よりも角膜側に浮き上
がり、かつ拡大された虚像として観測される [13]。従っ
て、虚像の瞳孔画像を用いて眼球運動を計測すると、誤
差が生じることになる。このような角膜の影響による
眼球運動の誤差を防ぐために、キャリブレーションによ
って水平・垂直眼球回転角を調節する手法が報告され
ているが [14]、眼球回旋運動への対応は未だできて
いない。また、視線を傾けた際は、より屈折の影響を
大きく受け、虹彩パターンの歪みも生じるため、視線
を傾けた眼球回旋角度の計測は困難であった [15]~[18]。
これらの問題を解決する手段として、角膜における屈
折の補正が挙げられる。カメラから取得した虚像の瞳
孔画像に屈折を考慮することによって、本来の瞳孔画
像を得ることが可能となり、誤差のない眼球運動の計
測ができると考えられる。

そこで本稿では、ビデオ画像処理法を用いて角膜に
おける屈折を考慮し、3次元眼球運動を左右同時に計測
することを目的とする。本提案手法は、まず、角膜を
球と仮定し、眼球のパラメータとして角膜曲率、角膜・
前房の屈折率、角膜から虹彩までの距離にヒト眼球の
平均値を用いて屈折計算を行う。そして、角膜におけ
る屈折の影響を取り除き、本来の瞳孔画像を取得する。
次に、瞳孔を楕円と仮定し、楕円に内接する平行四辺
形の成立条件より投票処理を用いて楕円中心を算出す
る。楕円中心を通る直線と交わる輪郭点の関係からア
ウトラリアの除去を行い、除去後の輪郭点から楕円パ
ラメータを最小二乗法により求める。これにより、高
速かつ、高精度な瞳孔抽出が可能となる。最後に、屈折
によって求めた本来の瞳孔画像から虹彩パターンを生
成し、予め取得した回旋運動が生じていない安静時に
おける虹彩パターンとの相対回旋角をパターンマッ
チングにより求める。このような、生体の平均値と角膜
における屈折の補正を行うことにより、高精度な3次
元眼球運動計測を実現する。

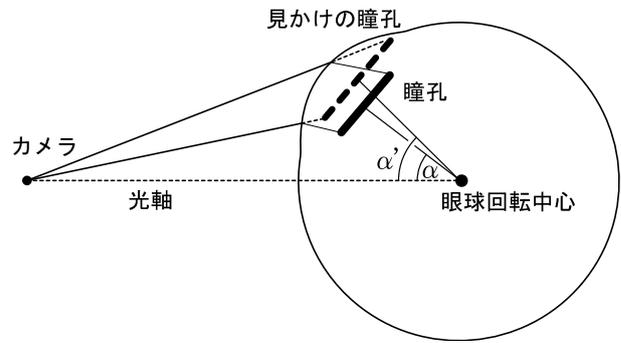


図3 屈折による眼球回転角度算出の誤差

2 角膜における屈折の影響

画像処理により眼球運動計測を行うには、撮影され
た画像から瞳孔や、虹彩パターンを取得する必要がある。
図1の眼球構造からわかるように、瞳孔や虹彩は
角膜 (cornea) と前房 (anterior chamber) の内側に位
置している。角膜は球体であり、前房には水とほぼ同
じ屈折率の房水という液体で満たされているため、瞳
孔や虹彩は液体で満たされた球体の内部に存在してい
ることになる。従って、カメラから瞳孔を捉えた場合、
角膜で光の屈折が生じ、解剖学的な瞳孔位置よりも約
0.5 mm 角膜側に浮き上がり、13 ~ 15 % ほど拡大され
た虚像として観測される。図2に、元画像である格子
パターンに対し、角膜を通した場合の歪みが生じた
例を示す。これにより、カメラから取得した瞳孔中心か
ら回転運動を算出すると誤差が生じることになる。

2.1 水平・垂直眼球運動計測の問題点

眼球の水平・垂直運動の計測を行うには、眼球回転
中心と瞳孔中心を結ぶ直線の回転を求める必要がある
が、角膜屈折による虚像の瞳孔中心から求めると誤差
が生じる。この誤差は視線を外側に向けるほど大き
くなっていく。この誤差が生じる様子を図3に示す。な
お、図3の α が本来の回転角であり、 α' は屈折による
虚像から算出した誤差の生じた回転角である。

このような回転角算出の誤差を防ぐために、キャリ

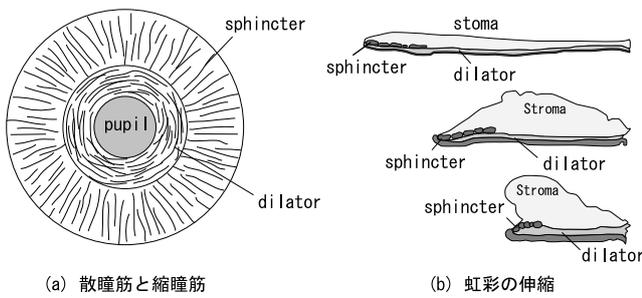


図 4 散瞳筋・縮瞳筋の配列と虹彩の伸縮例

レーションによって個人パラメータを決定していく手法 [3] が提案されているが、予め、被験者にいくつかの注目点を注視してもらう必要があるなどの手間がかかり、さらに、注視データの採取がうまくいかない場合は、個人パラメータも正しく求まらないという問題がある。

2.2 回旋眼球運動計測の問題点

眼球回旋角は、虹彩パターンのズレを計算することによって求めることができるが、以下に示す 2 つの問題がある。

- 瞳孔径が変化した場合の筋肉の伸縮特性による虹彩パターンの変化
- 視線を傾けた際の角膜屈折による虹彩パターンの歪み

図 4 に示すように、瞳孔径は虹彩にある瞳孔輪郭付近に円周状に配置された縮瞳筋 (Sphincter) と、縮瞳筋の外側に位置し、放射状に配置された散瞳筋 (Dilator) と呼ばれる 2 つの筋肉によって制御される。縮瞳筋が縮み、散瞳筋が伸びれば瞳孔は小さくなり、縮瞳筋が伸び、散瞳筋が縮めば瞳孔は大きくなる [19]。このとき、虹彩部分の肉質は盛り上がるように変化するため、瞳孔径が変化したときの虹彩パターンは非線形な伸縮になる。このとき、瞳孔径の変化が小さければ、非線形な伸縮を線形な伸縮とみなして計測することは可能であるが、瞳孔径の変化が大きい場合は線形な伸縮とみなすことができない。これに対しては、瞳孔径の大きさ毎に参照パターンを用意しておく手法が有効であると報告されている [9]。

また、図 5 に示すような視線を横に傾けた場合は、角膜表面での屈折の仕方も異なる。例えば、視線を正面に向けている場合は図 5 の p と q における屈折の仕方は同じであるが、視線を傾けた場合は図 5 の p と q における屈折の仕方に違いが出てくる。従って、カメラから取得した画像では、正面を向いている時の虹彩パターンと視線を傾けた時の虹彩パターンでは歪みの程度が異なるため、パターンの類似度が小さくなり、眼球回旋角度の計測が困難になる。

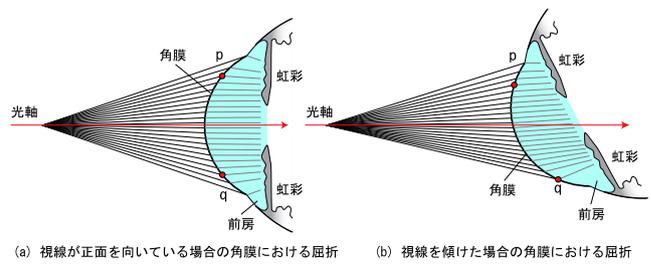
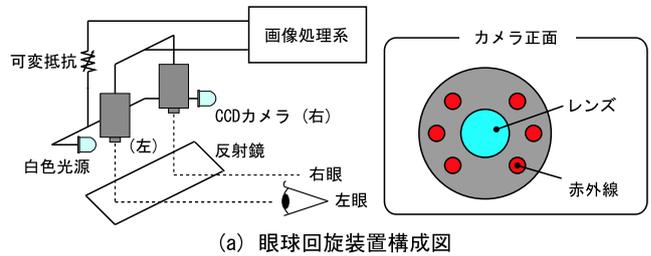
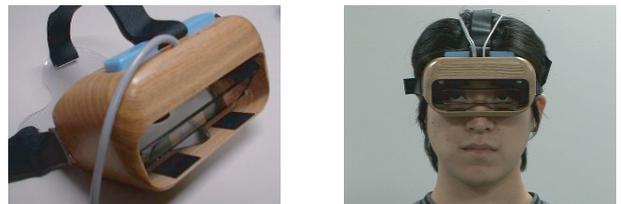


図 5 視線の向きによる屈折の影響の違い



(a) 眼球回旋装置構成図



(b) 眼球回旋撮影装置

図 6 眼球運動計測装置

3 3次元眼球運動計測

本研究では、図 6 に示すような眼球運動計測装置を用いる。本システムは、近赤外線 LED を照射し、近赤外線カメラを用いて撮影する。図 6 に眼球運動計測装置の外観と、その構成を示す。本装置を頭部に装着することにより、頭部の動きの影響を受けずに眼球運動の画像の取得が可能になる。また、眼球運動を故意に発生させるために装置には光の強さを調節できる白色 LED を搭載している。これにより、直接眼領域に光を照射することで、瞳孔の大きさを変化させた瞳孔映像を撮影することができる。

2 で述べた眼球回旋角の誤差を防ぐためには、角膜における屈折の補正を行い、本来の虹彩画像を用いる必要がある。本研究では、図 7 の流れにより、3次元眼球運動計測を行う。まず、カメラから取得した虹彩画像から瞳孔中心を求め、水平・垂直回旋角を算出する。しかし、1 回目の推定した回旋角は、屈折補正前の瞳孔から求めているため誤差が含まれている。従って、瞳孔中心算出、眼球回旋角の算出、屈折補正処理の 3 つの処理を前回との推定した回旋角の変化が少なくなるまで繰り返す。これにより、徐々に真値へと近づいていき、誤差が軽減される (図 8)。最後に、歪みを取り除いた虹

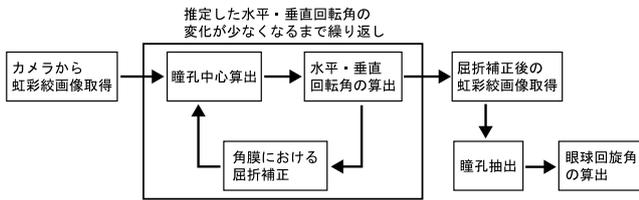


図 7 3次元眼球運動計測の流れ

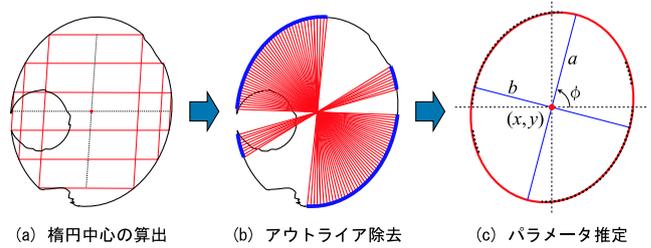


図 9 楕円検出過程

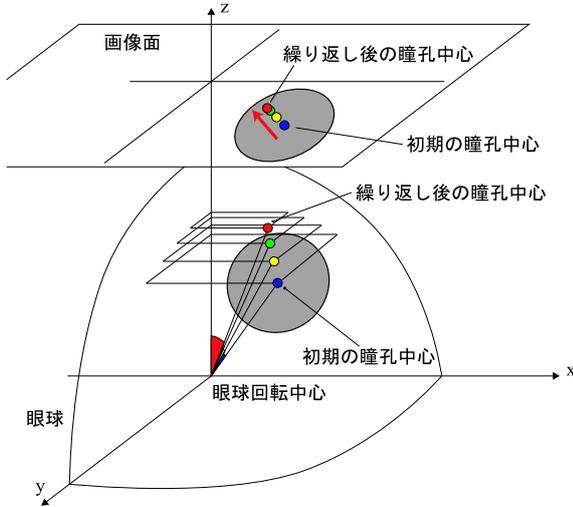


図 8 イタレーションによる誤差の減少

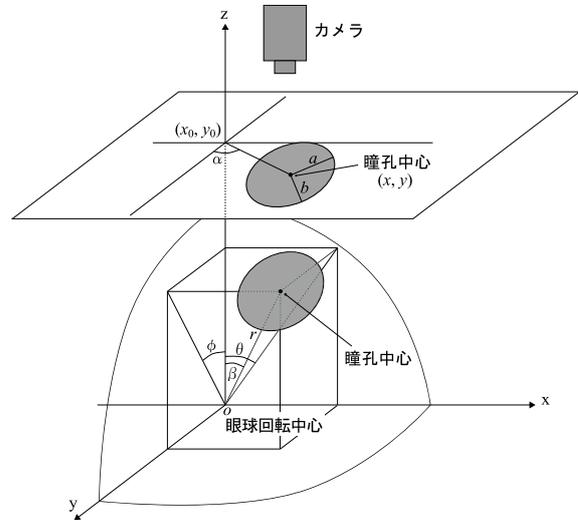


図 10 眼球回転角の算出

彩画像から瞳孔抽出を行い，虹彩パターンの取得を用いて回旋角度を取得する．

3.1 楕円検出に基づく瞳孔抽出

瞳孔は視線の向きによって楕円形になる場合があり，瞳孔検出は円ではなく，楕円として検出する必要がある．また，まつ毛や照明入射光の影響により欠損する場合もあるため，瞳孔を求める際はアウトライアの除去も必要である．そこで文献 [18] の楕円検出に基づく楕円検出アルゴリズムを用いてアウトライアを除去し，楕円パラメータを推定する (図 9)．以下に，楕円検出手順を示す．

- Step1. 楕円に内接する平行四辺形の成立条件より楕円の中心を算出する．
- Step2. 楕円中心からの距離が等しい輪郭のみを残し，アウトライアの除去を行う．
- Step3. アウトライア除去後の輪郭点に対して式 (1) に最小二乗法を適用し，パラメータの推定を行う．

$$Ax^2 + Bxy + Cy^2 + Dx + Ey + F = 0 \quad (1)$$

3.2 水平・垂直眼球回転角の算出

図 10 において，眼球中心，眼球半径が (x_0, y_0, r_0) として既知である場合，瞳孔中心 (x, y) から眼球の水平方向の回転角 θ と，上下方向の回転角 ϕ は次式から算出できる．

$$\begin{aligned} \theta &= \tan^{-1} \left(\frac{x - x_0}{\sqrt{r_0^2 - (x - x_0)^2 - (y - y_0)^2}} \right) \\ \phi &= \tan^{-1} \left(\frac{y - y_0}{\sqrt{r_0^2 - (x - x_0)^2 - (y - y_0)^2}} \right) \end{aligned} \quad (2)$$

なお，眼球回転中心は計測の最初に被験者に正面を向いてもらい，その時の座標値を眼球回転中心座標とする．また，角膜半径などの生体構造は，表 1 に示した最も生体眼球の測定値に近い Gullstrand[13] の値を用いる．

3.3 角膜における光線の屈折

角膜における屈折を考慮するには，3次元空間における光の屈折を求める必要がある．本研究では，角膜を球と仮定し，直線と球の屈折原理を基に屈折計算を行う．なお，角膜の屈折率や角膜曲率半径，および角膜から虹彩までの距離はヒト眼球の平均モデルを用いる．図 11 に，光線と球における屈折原理を示す．

カメラ視点を P_E ，光線の単位方向ベクトルを \hat{E} ，角膜曲率中心を $S(x_s, y_s, z_s)$ ，角膜曲率半径を r ，光線上の点を $P(x, y, z)$ とすると，パラメータ t を用いて視点を通る光線の方程式は式 (3) で表される．

$$P = \hat{E}t + P_E \quad (3)$$

表 1 実験で用いる眼球構造の光学的数値

角膜の屈折率	1.376
前房（房水）の屈折率	1.336
角膜の曲率半径	7.7 mm
前房の深さ	3.6 mm
眼球の直径（眼軸の長さ）	24.4 mm
回旋点	角膜から 13.0 mm

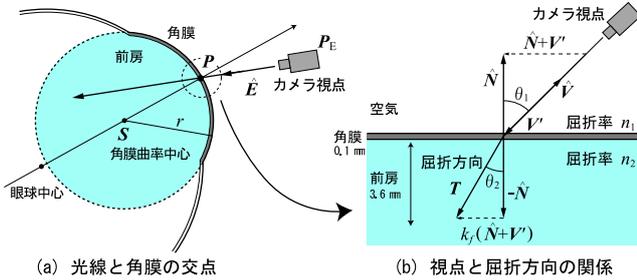


図 11 光線と球の屈折原理

パラメータ t を求めることにより、交点 P が算出される。また、 P での単位法線ベクトル \hat{N} は式 (4) によって求められる。

$$\hat{N} = \frac{P - S}{r} \quad (4)$$

次に、角膜での屈折を考える。通常、空気中から角膜、角膜から前房というように、光線が虹彩へ到達するまでには 2 度の屈折を要するが、角膜の厚さはおよそ 0.5 mm であり、本システムでは、その影響を無視できる。そこで、空気中から前房の屈折計算を行う。空気と前房の屈折率をそれぞれ $n_1 (= 1.000)$, $n_2 (= 1.336)$ としたとき、屈折方向ベクトル T は式 (5) で表される。なお、次式では $n = n_2/n_1$ の相対屈折率を用いる。

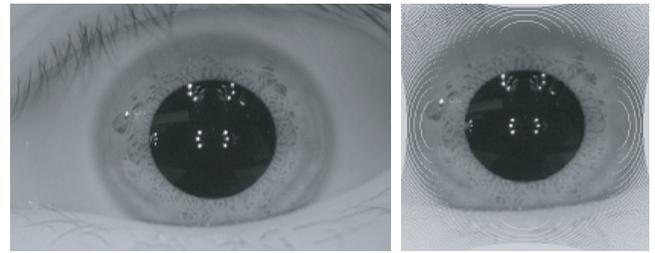
$$T = \frac{\hat{N} + V'}{\sqrt{n^2 \|V'\|^2 - \|\hat{N} + V'\|^2}} - \hat{N} \quad (5)$$

これらの屈折計算により、視点 P_E 、光線と球の交点 P 、屈折方向ベクトル T が求められるため、角膜における屈折補正後の虹彩画像の取得が可能となる。

しかし、1 回の計算では正確な水平・垂直回転角を求めることはできないため、3.1 で述べた瞳孔抽出、3.2 で述べた眼球回転角の算出、3.3 の角膜における屈折補正を繰り返し、真値へ近づけていく。図 12 に、繰り返し処理終了後のカメラから取得した画像に対して角膜における屈折を補正した例を示す。

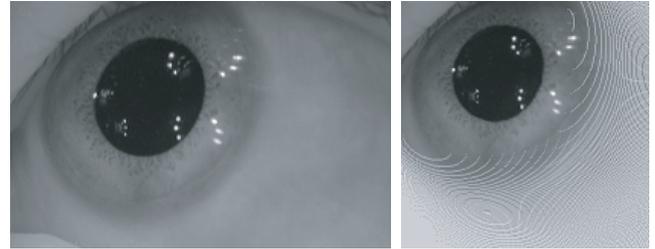
3.4 瞳孔抽出に基づく眼球回旋計測

瞳孔抽出により求めた楕円パラメータと、繰り返し処理により求めた水平・垂直回転角から、角膜における屈折補正後の虹彩パターンの取得が可能となる。以下に、虹彩パターンを用いた眼球運動解析である眼球回旋計測法の手順を示す。



カメラ画像

角膜屈折補正画像



カメラ画像

角膜屈折補正画像

図 12 角膜における屈折補正

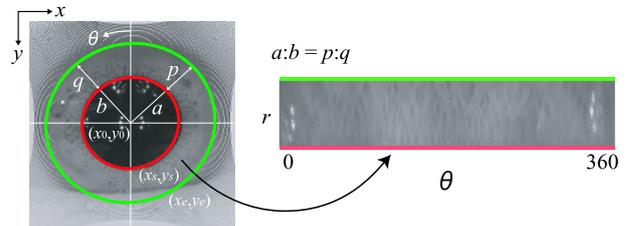


図 13 虹彩パターンの取得

- Step1. 予め、回旋運動が生じていないときの虹彩パターンを参照用虹彩パターンとして取得。
- Step2. 提案手法による瞳孔抽出を行い、瞳孔中心 (x_0, y_0) 、瞳孔径 a, b 、傾き ϕ を算出。
- Step3. 図 13 に示すように瞳孔画像の (x, y) 空間から (θ, r) 空間に虹彩パターンを投影。このとき、瞳孔輪郭点 (x_s, y_s) と瞳孔外側の楕円軌道上の点 (x_e, y_e) 間に対応する (θ, r) 座標を求め、補間を用いて画素値を内挿する。
- Step4. 取得した虹彩パターン T と 0.5 度ずつずらした参照用虹彩パターン R との類似度を式 (6) により算出し、最も類似した角度を眼球回旋角 $\hat{\theta}_s$ として出力。

$$\hat{\theta}_s = \arg \min_{\theta_s \in (0, \dots, 360)} \sum_{\theta=0}^{360} \sum_{r=0}^{360} |T(\theta, r_t) - R(\theta + \theta_s, r_{ref})| \quad (6)$$

4 3次元眼球運動計測実験

評価実験として、水平・垂直眼球運動計測と、視線を傾けた場合の眼球回旋計測の実験を行う。角膜における屈折を考慮しない従来法 [18] と、屈折を考慮した提案手法の計測結果を比較する。

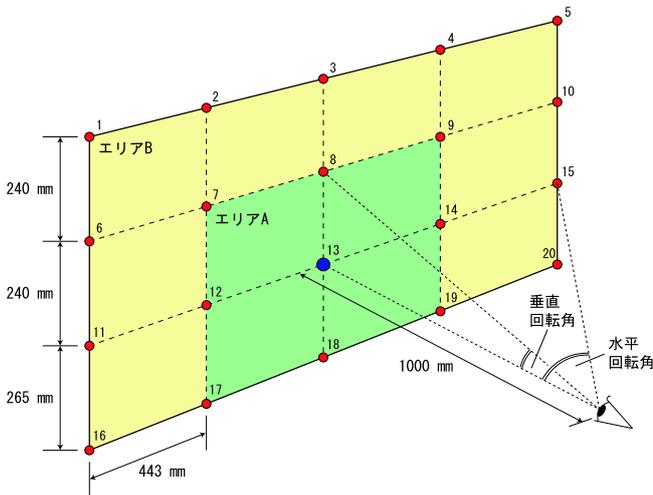


図 14 水平・垂直眼球運動計測の実験概要

4.1 水平・垂直眼球運動計測実験

4.1.1 実験概要

本実験では、眼球回転中心と瞳孔中心を結ぶ直線上を視線方向と仮定し、視線の動きを眼球的水平・垂直運動とする。真値には、図 14 に示した 20 点の注目点を用意し、頭部を固定した被験者の眼中心を原点として各注目点までの角度を算出した結果を用いた。また、提案手法には、眼球の個人パラメータに生体平均値を採用した手法と眼球の個人パラメータに最適値を採用した手法の 2 つを用いる。なお、本実験で変更したパラメータは表 1 のうち 2 つのパラメータのみであり、被験者 1 に対して角膜の曲率半径 7.4 mm、前房の深さ 3.5 mm、被験者 2 に対して角膜曲率半径 7.6 mm、前房の深さ 3.8 mm である。

4.1.2 実験結果

図 15 に、従来法で得られた眼球回転角度と、提案手法によって得られた眼球回転角度から注目点を逆算した結果、表 2 に従来法、眼球の個人パラメータに生体平均値を採用した手法、眼球の個人パラメータに最適値を採用した手法それぞれの真値との平均誤差を図 14 に示したエリア A、エリア B の 2 つのエリアに分けて示す。なお、図 15 の赤色の楕円はカメラから得られた瞳孔を抽出した結果であり、緑色の楕円は屈折補正後の瞳孔抽出結果である。また、図 15(a)(c) は、眼球パラメータとして生体の平均値を用いた際の眼球運動計測結果であり、(b)(d) は、被験者の眼球パラメータの最適値を推定した際の眼球運動計測結果である。

図 15 と表 2 より、カメラから得られた瞳孔によって視線方向を推定した場合、初期位置から離れるにつれて誤差が大きくなることからわかる。一方、提案手法は角膜における屈折を考慮するため、初期位置から離れた場合でも真値とほぼ同じ結果が得られていることが

表 2 水平・垂直回転角度の平均誤差 [deg]

	エリア A		エリア B		
	水平	垂直	水平	垂直	
従来法 [18]	4.6	2.8	7.8	4.2	
提案手法	生体平均	1.5	0.8	2.0	1.6
	最適値	0.5	0.4	0.9	0.8

表 3 眼球回旋角度の平均誤差 [deg]

水平回転角	±10.0	±20.0	±30.0	±40.0	
従来法 [18]	0.52	1.25	4.46	8.43	
提案手法	生体平均	0.49	0.74	1.97	5.35
	最適値	0.49	0.78	1.94	5.17

わかる。眼球の個人パラメータに生体の平均値を採用した場合の平均誤差は 2.0 度であり、眼球運動計測システムとしては十分な精度であるといえる。また、個人パラメータの最適値を推定した場合は平均誤差が 0.9 度となり、生体の平均値を採用した手法よりも 1 度以上精度を向上させることが可能となる。個人パラメータには、角膜の曲率半径、前房の深さ、眼球の直径、回旋点までの距離の 4 つがあり、それぞれの個人差はおおよそ 0.5 ~ 1.0 mm である。本研究では、4 つのパラメータの中から特に個人差の影響を受ける角膜の曲率半径と前房の深さの 2 つのパラメータのみを調節することで、高精度な 3 次元眼球運動計測を実現した。

4.2 視線を傾けた場合の眼球回旋運動計測実験

4.2.1 実験概要

本実験では、視線を任意に動かした際の回旋運動を対象とする。評価として、屈折を考慮しない従来法と提案手法によって得られた回旋角度を、目視により求めた真値と比較する。

4.2.2 実験結果

表 3 に、眼球の個人パラメータに生体平均値を採用した手法、眼球の個人パラメータに最適値を採用した手法の眼球回旋角の平均誤差を示す。また、図 16 に従来法と提案手法の眼球回旋角度計測の結果を、図 17 に角膜屈折を補正した 3 次元眼球運動計測の例を示す。

表 3 より、眼球の水平運動回転角が ±10 度以下の場合には、従来法、屈折の影響を除去した提案手法どちらの手法も平均誤差が小さい。しかし、視線を傾けるにつれ、屈折の影響が大きくなるため提案手法の精度が良いことがわかる。水平方向の回転角度が ±35 度以上の虹彩パターンは、カメラのピントの影響を受け、ブレが生じている。そのため、回転角度が 35 度以上の回旋角度の計測は不可能である。このような、35 度以上視線を傾けるという状況は、我々が故意に視線を動かさないかぎりほとんど起こらない。通常、ヒトが対象物を目で追う際、視線と同時に頭部も動かすため、眼球の回旋運動は最大でも ±25 度程度である。また、眼

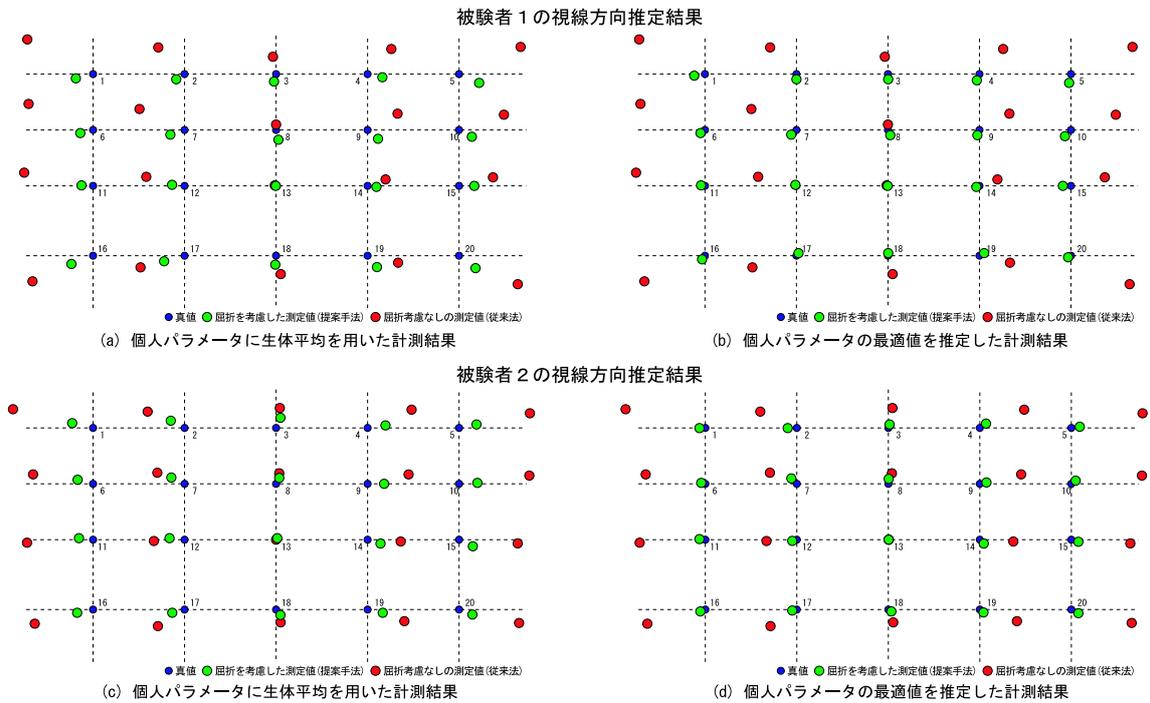


図 15 視線方向推定結果

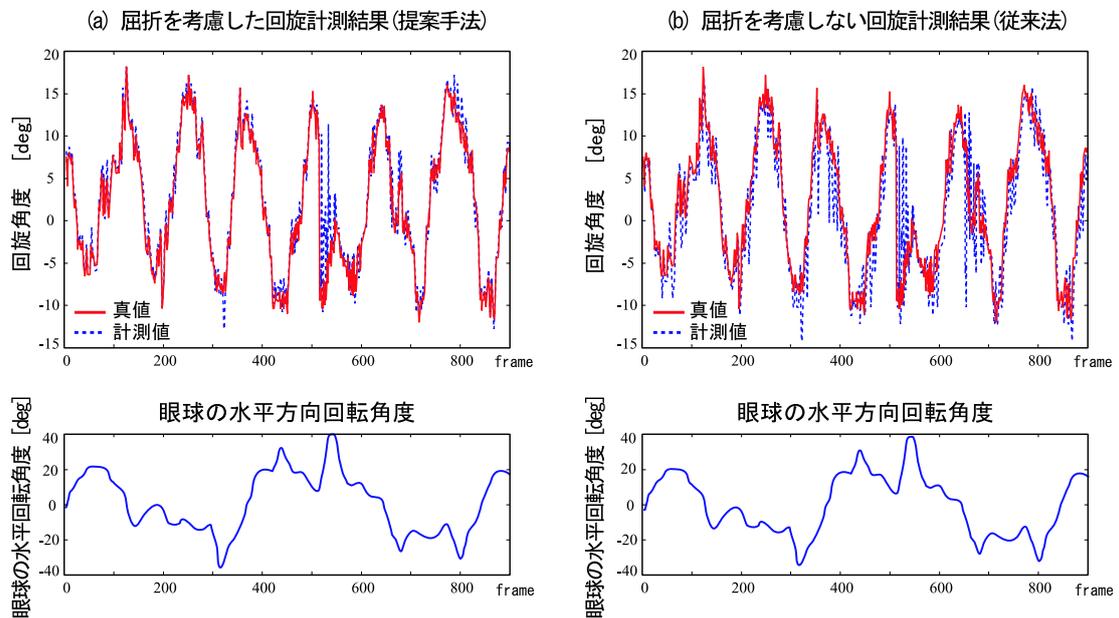


図 16 眼球回旋計測結果

球パラメータに平均値を採用した手法と、個人毎のパラメータ最適値を推定した手法における眼球回旋の平均誤差に違いがみられない。従って、本システムを用いた眼球回旋計測では、眼球パラメータに生体の平均値を採用することで十分な計測精度を得ることができ、眼球回転角度が ± 25 度以内であれば、真値との平均誤差は 1.5 度以下で計測できるため、眼球回旋計測システムとして有効である。

5 眼球パラメータにおける考察

本稿では、眼球の個人パラメータに生体の平均値を採用した手法と、眼球の個人パラメータに最適値を採用した手法の 2 つを用いて評価実験を行った。水平・垂直眼球運動では、瞳孔中心算出の精度により水平・垂直の回転角度が大きく左右されるため、生体の平均値を採用した手法よりも最適値を採用した手法の方が 1 度以上平均誤差が小さいという結果を得た。それに対し、眼球回旋運動では、瞳孔抽出処理における楕円パ

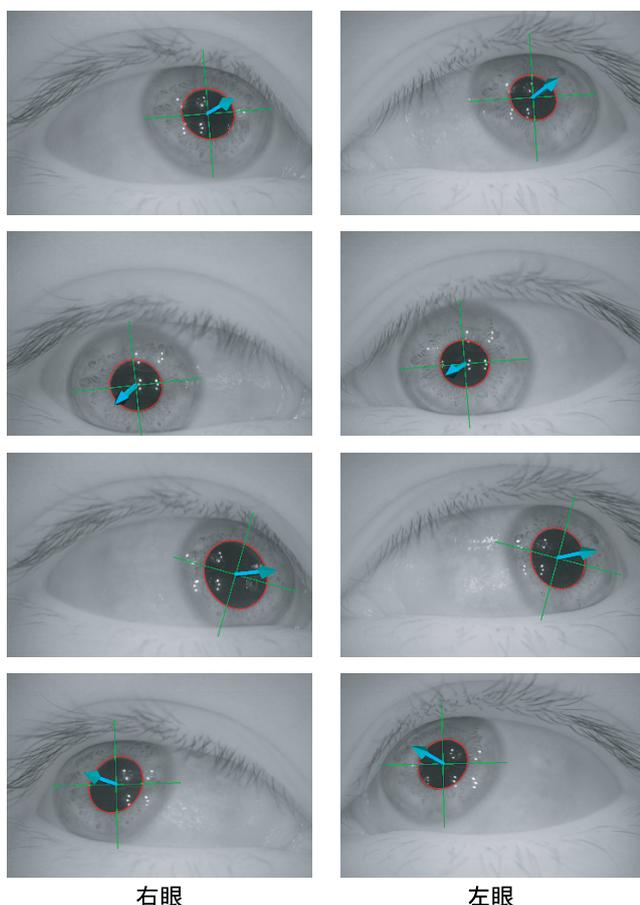


図 17 3次元眼球運動計測の例

ラメータが正しく求められているため、高精度に瞳孔の輪郭から虹彩パターンを取得することができる。また、取得した虹彩パターン全体を用いて回旋角度を算出するため、眼球の水平・垂直回転角が1度程度の違いであれば計測結果に影響を受けない。これらのことから、生体の平均値を採用した手法と最適値を採用した手法の回旋角度計測において同程度の結果を得ることができたと考えられる。

6 むすび

本研究では、角膜における屈折の補正と、高速な楕円検出法を用いて3次元眼球運動を計測する手法を提案した。評価実験の結果、水平・垂直眼球運動計測では、屈折補正により本来の瞳孔中心の取得が可能になったことから、従来法と比較して回転角度の誤差を低減することができた。眼球回旋計測では、屈折補正により虹彩パターンの歪みを除去することができたため、眼球パラメータに生体の平均値を採用することで25度まで視線を傾けた場合でも真値との誤差1.5度以下で眼球回旋角度を計測できることを確認し、その有効性と実用性を示した。

謝辞

本研究は、文部科学省ハイテク・リサーチ・センター整備事業（平成16年度～平成20年度）による私学助成を得て行われている。

参考文献

- [1] 坂下祐輔, 藤吉弘巨, 平田豊: “画像処理による3次元眼球運動計測”, JSEM 日本実験力学会特集号: 画像処理による生体評価, Vol.6, No.3, pp.236-243, 2006.
- [2] 苅阪良二, 中溝幸夫, 古賀一男: “眼球運動の実験心理学”, 名古屋大学出版社, 1993.
- [3] 古賀一男: “眼球運動実験ミニ・ハンドブック”, (財)労働科学研究所出版部, 1998.
- [4] 竹上健, 後藤敏行, 大山玄: “視線方向計測のための高精度瞳孔検出アルゴリズム”, 信学論 (D-II), Vol.J86-D-II, No.2, pp.252-261, 2003.
- [5] 辻徳生, 柴田真吾, 長谷川勉, 倉爪亮: “視線計測のための LMedS を用いた虹彩検出法”, 画像の認識・理解シンポジウム MIRU2004 論文集 I, pp.684-689, 2004.
- [6] 北川洋介, 加藤文和, 呉海元, 和田俊和: “アイモデルを用いた視線推定のための黒目追跡”, 画像の認識・理解シンポジウム MIRU2005 論文集, pp.690-695, 2005.
- [7] 山田浩史, 乗松有, 小塚一宏, 中野倫明, 山本新: “ドライバの運転状態の検知1 - インナミラー内蔵カメラによる視線検出 -”, 画像の認識・理解シンポジウム MIRU2004 論文集 I, pp.63-68, 2004.
- [8] 大野健彦: “視線を用いた高速なメニュー選択作業”, 情処学論, Vol.40, No.2, pp.602-612, 1999.
- [9] 堺浩之, 山地一禎, 平田豊, 戸田尚宏, 臼井支郎: “瞳孔・眼球運動計測システムの開発と空間認識失調評価への応用”, T.IEE Japan, Vol.119-C, No.1, 1999.
- [10] 松田圭司, 永見武司: “共通 VideoAPI 対応視線位置計測システムの開発”, 第15回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp.285-288, 2000.
- [11] 大野健彦, 武川直樹, 吉川厚: “眼球形状モデルに基づく視線測定システム - 視線入力デバイスの実現に向けて -”, 情処研報 2001-HI-93, Vol.2001, No.38, pp.47-54, 2001.
- [12] 松田圭司, 永見武司, 山根茂: “視線位置計測システムの開発”, 信学技報, TL2000-2, pp.9-16, 2000.
- [13] 日本視覚学会: “視覚情報処理ハンドブック”, 2000.
- [14] 竹上健, 後藤敏行, 大山玄: “視線方向検出におけるセルフキャリブレーションに関する研究”, 信学論 (D-II), Vol.J84-D-II, No.8, pp.1580-1588, 2001.
- [15] 瑞慶山幸照, 星野聖: “眼裂幅の影響を考慮した眼球回旋運動計測システム”, 信学技報, MBE98(571), pp.71-75, 1999.
- [16] 朝比奈成年, 堺浩之, 山地一禎, 石康雄, 臼井支郎: “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, pp.67-74, 2000.
- [17] 星野聖: “眼球回旋運動の左右同時計測”, 映像情報メディア学会誌, Vol.55, No.11, pp.1539-1542, 2001.
- [18] 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, 2007.
- [19] I.E. Loewenfeld: “THE PUPIL: Anatomy, Physiology, and Clinical Applications”, Oxford: Butterworth-Heinemann, 1999.