

キャリブレーションが不要な高精度視線検出法

5 L-3

竹上 健[†] 後藤 敏行[†]
横浜国立大学工学研究科[†]

大山 玄[‡]
徳島大学医学部耳鼻咽喉科[‡]

1. まえがき

平衡障害や前庭神経症など眼振をともなう病気と眼球の動きに関する研究[1]は進んでおり、臨床現場で眼球運動を定量的に計測できる簡便かつ高精度な視線計測法の開発が期待されている。

筆者らはこれまでに、赤外線眼球運動観測装置のように頭部とカメラの相対位置が変化しない状態で観測し記録した画像を対象として、視線方向検出のセルフキャリブレーション手法を提案した[2]。この手法では、図1に示すように、入力の時系列画像だけを用いて自動的にキャリブレーションを実施するため、従来法のように被験者が特定の指標を見るという前準備が省略できる。本稿では、入力の時系列画像から推定した眼球モデルのパラメータをもとにHough変換に基づいて瞳孔像を検出しなおすことにより、高精度かつ安定に視線方向を検出する方法について報告する。

2. 視線方向と眼球モデル

眼球を球、瞳孔の輪郭を円とみなし、眼球中心と瞳孔の中心とを結ぶ方向を視線方向と考える。図2に示すように、瞳孔が眼球中心 O 、半径 r の球面上を動くという眼球モデルを考えると、視線方向 (θ, φ) を検出するために2つの方法がある。第一は眼球運動にともなって瞳孔が楕円に見えるという事実を利用する方法である。ここで、視線の角度 β は、楕円(瞳孔)の長軸長さを a 、短軸長さを b とすると、 $\cos\beta = b/a$ で表される。また、楕円の主軸の傾き γ

は眼球が向いている方向に対応する。これらから、楕円の扁平率と主軸の傾きを測定することにより、二次元の視線方向 (θ, φ) の検出が可能となる。

一方、瞳孔中心 (x, y, z) と視線方向 (θ, φ) との関係は、

$x^2 + y^2 + z^2 = r^2$, $x = z \cdot \tan\theta$, $y = z \cdot \tan\varphi$ である。このことから、視線方向は瞳孔中心座標から求めることができる。ただし、この場合は眼球パラメータ (r_0, x_0, y_0) はあらかじめ既知であることが必要である。

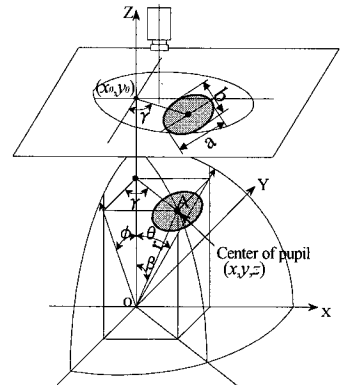


図2 瞳孔形状と視線方向との関係

3. セルフキャリブレーションと視線計測

瞳孔像に楕円をフィットし、そのパラメータが求まると、視線方向が原理的には算出できる。しかし、雑音を含む画像に対して高精度な楕円のフィットは困難である。本手法では、時系列画像の複数フレームに対する楕円フィットの結果から、最小二乗法に基づいて眼球パラメータ (r_0, x_0, y_0) を推定し、その結果を用いて瞳孔像を安定に抽出する。ここで、画像処理によって求められた瞳孔像の中心を (x_j, y_j) とする。一方、楕円の長軸 a 、短軸 b 、主軸の傾き γ から算出した視線方向をもとに、眼球パラメータに基づいて推定した瞳孔中心 (x_{pj}, y_{pj}) が推定できるので、これらの平均二乗誤差を求め、その値が最小となるように眼球パラメータを決定する。

4. Hough変換に基づく瞳孔検出

セルフキャリブレーションにより眼球パラメータを推定した後に、Hough変換に基づいて瞳孔像を再検出する。図3は眼球中心 (x_0, y_0) を基準とした座標でエッジと瞳孔中心の関係を示したものであり、図3(a)に示すように、エッジと眼球中心が一致している場合は、1つのエッジを通る瞳孔の中心座標の軌跡は円となる。図3(b)は、図3(a)の円を y 軸回りに θ 、 z 軸回りに φ だけ回転させ、任意の位置にエッジがある場合を示しており、瞳孔上のエッジ

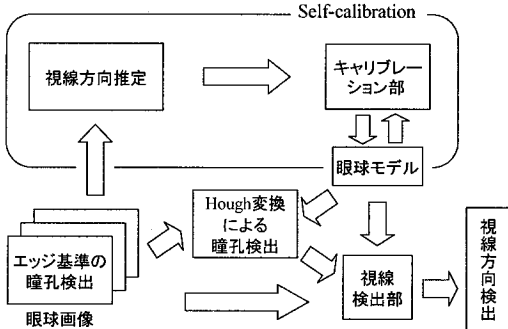


図1 セルフキャリブレーションとHough変換

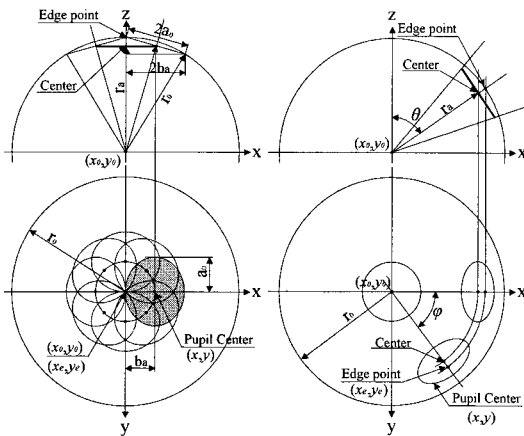
* Model-based eye movement detection without calibration process

[†] Takeshi Takegami, Toshiyuki Gotoh

[‡] Ghen Ohyama

[†] Graduate School of Engineering, Yokohama National University

[‡] Department of Otolaryngology, Tokushima University



(a) エッジが眼球中心と 同じ位置の場合 (b) エッジが任意の位置 にある場合

図3 エッジと瞳孔中心の関係

(x_e, y_e) と瞳孔中心座標 (x, y) の関係は、次式で表される。なお、眼球中心 (x_0, y_0) 、眼球半径 r_0 、瞳孔半径 a_0 については、セルフキャリブレーションにて決定されている。

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

$$A = r_a^2 - y_e^2, \quad B = 2x_e y_e, \quad C = r_a^2 - x_e^2$$

$$D = -2r_a^2 x_e, \quad E = -2r_a^2 y_e$$

$$F = r_a^2(x_e^2 + y_e^2) - b_a^2(r_a^2 - x_e^2 - y_e^2)$$

式(1)において、瞳孔エッジ(楕円)と瞳孔中心(点)の関係と、瞳孔がある1つのエッジ画素(点)を通る瞳孔中心の集合(楕円)との間には双対関係がある。この関係を利用して、原画像で検出されたエッジに対して、瞳孔中心の候補となる楕円を投票することにより、瞼や睫毛などによる瞳孔部分の隠蔽の影響を回避して高精度な瞳孔検出が可能になる。

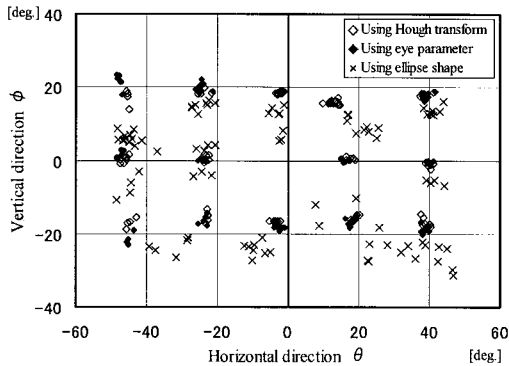
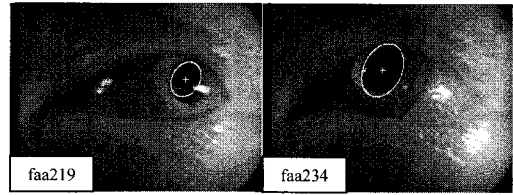
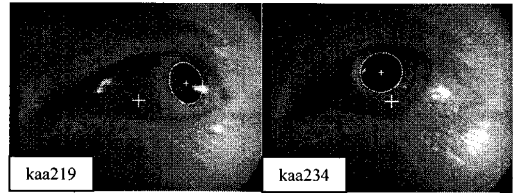


図4 テスト画像における視線検出結果



(a) エッジに基づく瞳孔検出 (検出はずれ)



(b) Hough変換による瞳孔検出

図5 瞳孔検出結果の比較

5. 実験結果

図4にテスト画像における視線方向検出結果を示す。同図において、縦軸・横軸はそれぞれ上下および左右の方向 (θ, ϕ) を示し、被験者には座標の交点となる位置を注視するように指示した。個々の楕円情報のみからの視線推定(\times)では注視点がわからないほど大きくばらついているが、セルフキャリブレーション後の測定結果(\blacklozenge)ではそれが大幅に改善されている。さらに、眼球パラメータに基づいた楕円のHough変換で瞳孔中心を再検出した場合(\diamond)は、 \blacklozenge の結果とほぼ一致しているが、上下方向の角度の絶対値が小さめに検出された。

図5は赤外線眼球運動観測装置を用いて入力した眼球画像で、小+は検出した瞳孔(楕円)の中心点 (x_j, y_j) を示し、大+は算出された眼球回転中心 (x_0, y_0) を示している。図5(a)はエッジを基準とした瞳孔検出での失敗例であるが、図5(b)は同じ画像に対し、眼球パラメータをもとにHough変換に基づき検出した結果であり、瞳孔が高精度に検出できることが確認できた。

6. まとめ

入力の時系列画像を用いて自動的にキャリブレーションを行った眼球モデルを用いて、Hough変換により高精度に瞳孔を検出し、高精度な視線方向検出を可能にする手法を提案した。眼球画像を用いた評価実験の結果、本手法の有効性が確認できた。

参考文献

[1] 坂田英治, 大都京子, 結縁晃治, “自発性異常眼球運動による病巣部位の推定”, 耳鼻咽喉科MOOK, No.21, pp.44-52, 1992.
 [2] 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, Aug. 2001.