

画像解析を用いた強膜反射法による垂直方向の視線特性計測

A Vertical Eye-gaze Measurement Using Image Analysis
Based on Limbus Tracking Method阿部 清彦*
Kiyohiko Abe大井 尚一†
Shoichi Ohi大山 実†
Minoru Ohyama

1. はじめに

近年、人間の視線方向の変化を捉え、それによりコンピュータへコマンドや文字などを入力する視線入力に関する研究がさかんに行われている [1, 2, 3, 4, 5, 6]。視線入力は、眼球以外の運動を必要としないので、重度のALS (筋萎縮性側索硬化症) 患者のように運動機能を著しく制限されている人たちも使用が可能であり、これを利用した支援システムにより他者とのコミュニケーションなどを、より効果的に行うことができる。

筆者らは重度肢体不自由者の頭部移動が大きいことに着目し、自然光の照明 (蛍光灯照明) のもとに、家庭用ビデオカメラ1台とパソコンのみを用いて、画像解析により視線計測を行う方法を開発している [7, 8, 9, 10, 11]。従来、自然光下で1台のカメラを用いる手法の場合、識別できる指標数はたかだか数個程度である [4, 5, 6] のに対し、筆者らの開発してきたシステムは水平9×垂直3の計27個という多数の指標を注視点計測によって識別することができる [8]。このシステムのアプリケーションとして、日本語などの文字入力や汎用的なパソコン (Windows XP) 操作が可能なパソコン操作システム [9]、その他の応用プログラムを開発してきた。

筆者らの従来システムは、パソコンのモニタ上の水平方向の計測は高精度に行えるが、垂直方向は上中下の3段階で識別をしている [8, 9]。垂直方向の計測分解能が向上すれば、画面に表示できる指標数を増やすなど、より使いやすく汎用性の高いユーザインタフェースを構築することができる。とくに、ユーザの注視点近傍へ自動的にマウスカーソルを移動させるようなインタフェースを構築できれば、重度肢体不自由者のコミュニケーション支援のみならず、健常者がパソコンを操作する際の補助システムとしての活用が期待できる。

筆者らの提案してきた従来の垂直方向の視線計測法は、撮影された眼球画像の光強度分布を用いたマッチングによる手法であり、垂直方向の計測解像度を向上させるためには、基準データとなる眼球画像が多数必要であった [10]。この点を改善するために、水平方向の計測に用いていた強膜反射法を垂直方向にも適用し、注視点の2次元座標値の計測法を開発した [10]。この手法では、眼球開口部を画像処理により抽出しその内部に計測領域を設定するが、まぶたの移動により眼球開口部が変形すると計測領域の面積が変化し、計測誤差が増加するという弱点があった。

これを抜本的に改善するため、まぶたの移動による眼球開口部の変形に影響を受けない位置に計測領域を配置し、またキャリブレーションで得た計測データから多項

式により指標間を近似して座標を決定する垂直方向の視線計測法を開発した。以下、その手法と評価実験の結果について報告する。

2. 画像解析による垂直方向視線計測

近年の画像処理技術の向上により、ビデオカメラなどで撮影された眼球画像から視線を計測するさまざまな手法が提案されている [2, 3, 4, 5, 6, 12]。それらのうち、自然光下で計測を行う方法では虹彩 (黒目) の位置情報を用いるものが多い [4, 5, 6]。しかしながら、虹彩と強膜 (白目) のエッジはなだらかに変化しており、ほぼ円形の虹彩を正確に抽出することは難しい。また虹彩の半分ほどがまぶたの下に隠れてしまう人もあり、虹彩を円近似しその位置を捉えることが困難な場合がある。赤外線を用いた手法では、虹彩よりも小さくまぶたに隠れにくい瞳孔を用いて計測を行う方法があるが、瞳孔であっても円近似が難しい場合があると指摘されている [12]。

筆者らは、強膜反射法が虹彩の抽出処理を必要とせずに視線計測が可能である点に着目し、これを応用した画像解析法を開発してきた。この手法では、自然光下でビデオカメラによって撮影された眼球画像から、水平 [7, 8] および垂直 [11] の視線を計測する。垂直方向の計測では眼球開口部を画像処理により抽出し、上下まぶたの位置に計測領域の上下辺を設定していたため、視線の移動に伴いまぶたの形状が変化すると、計測領域の面積が増減し誤差の原因となった。たとえば、片眼 320 × 240 ピクセルの眼球近傍画像において、わずか 2 ~ 3 ピクセルのまぶた位置の移動であっても、計測領域の面積の変化は数パーセントになる。

これに対処するため、計測開始直前のキャリブレーション時に取得した眼球画像から、眼球開口部内で視線が移動してもまぶたが重ならない領域 (以後、眼球露出領域とよぶ) を抽出し、そこを計測領域として設定することにした。図1に新たに提案する垂直方向視線計測の概念図を示す。

図1の計測領域における光強度の積分値 (総和) を求めることにより、水平方向の視線計測 [7, 8] と同様に垂直方向の視線移動に対しても一意にある値 (視線値) が得られる。計測領域は縦幅を 30 ピクセルに固定しており (眼球近傍の撮影画像が水平 360 × 垂直 240 ピクセルのとき)、横幅は眼球露出領域で最大になるように設

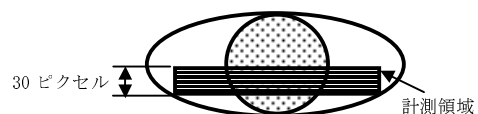


図1: 垂直方向視線計測概念図

* 関東学院大学 工学部 情報ネット・メディア工学科
† 東京電機大学 情報環境学部 情報環境学科

定している．これにより，視線が水平方向に移動した場合でも，虹彩が計測領域から外れることはない．また，垂直方向の視線移動における虹彩の移動量は，まぶた近傍においてもっとも大きく現れる．一般に視線の移動により，上まぶた近傍の虹彩および強膜が隠れることが多いため，計測領域は眼球露出領域内で下まぶた近傍に配置した．すなわち計測領域は虹彩の下半分の領域に位置する．

なお，筆者らが提案する視線計測法では，観察点であるビデオカメラを眼球から離れた位置に設定し，眼球近傍を拡大して撮影する．そのため，頭部の微小な移動(ゆれ)でも大きな計測誤差を生じる．この誤差を軽減するには，頭部移動を検出し補正する必要がある．筆者らは，視線移動によっても形状変化が少ない目頭の位置をリアルタイムに捉えることにより，頭部移動を検出する手法を採用した．これにより，眼球が撮影画像から外れない範囲(上下左右1センチ程度)であれば，確実に頭部移動を補正し視線計測を行うことができる [7, 8, 9, 10, 11] ．

3. 多項式による指標間近似

筆者らの水平方向視線計測法では [7, 8]，水平に等間隔に並んだ指標(たとえば3個)を注視したときに計測される視線値から，最小二乗法により近似直線(1次関数)を求めてキャリブレーションを行っている．このとき得られた特性(以下，キャリブレーション特性)と，視線入力システム使用時に計測された視線値とを比較することにより，ユーザの注視位置を決定している．水平方向の計測では，計測領域を左右の二つに分けてそれぞれの光強度積分値の差を視線値として求めているが，キャリブレーション特性は線形性が高く，この手法で高精度の計測が可能であった [7, 8] ．

しかしながら，2章で述べた手法による垂直方向視線計測特性は，虹彩の下半分に位置する計測領域の面積変化を求めているため，水平方向の特性のように線形性は高くない．これに対処するため，垂直方向のキャリブレーション特性を直線ではなく，2次以上の多項式によって近似することとした．具体例として，2章で述べた手法による視線値の計測結果を図2に示す．このとき，被験者は図3に示す垂直方向に7個並んだ指標(指標間隔など詳しくは4.1節で述べる)を上から順に注視してい

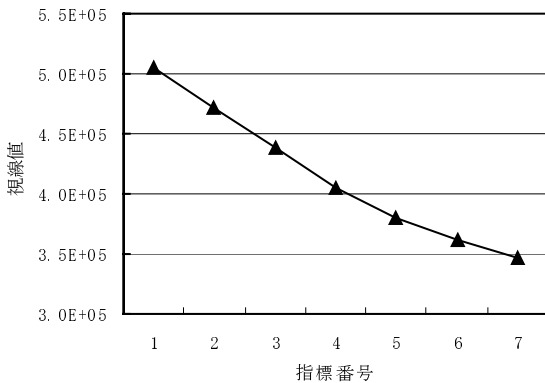


図 2: 垂直方向視線計測特性

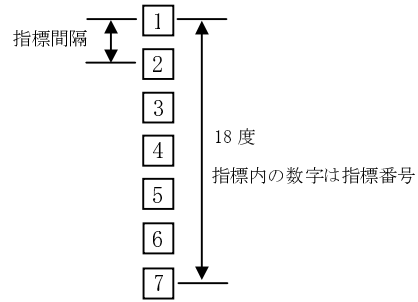


図 3: 実験用指標群

る．図2から明らかなように，垂直方向の視線計測特性は線形ではない．

4. 評価実験

2章および3章で述べた手法を用いて，7名の被験者による評価実験を行った．評価実験では垂直方向の視線計測特性を求め，それを多項式により近似し，キャリブレーション特性を得た．このとき，近似多項式の次数を変化させ，計測データとの誤差を求め，キャリブレーション特性の次数について検討を行った．また，この結果をもとにキャリブレーション特性を得る多項式の次数を決定し，近似誤差についても評価を行った．

4.1 実験システム概要

図4に示すように，実験システムのハードウェアは，眼球画像を取得する家庭用ビデオカメラ，画像解析および視線入力を行うパソコンとモニタから構成される．計測精度向上を目的に，眼球付近を大きく撮影するため，ビデオカメラのレンズの前方にクローズアップレンズを装着している．実験は一般的な室内照明(蛍光灯照明)下で行った．撮影された画像の解像度は水平360×垂直240ピクセルであり，水平眼裂幅が約200ピクセルになるように撮影している．撮影された動画はノンインタレース方式の30フレーム/秒で記録されており，この各フレームをソフトウェアで切り分けて視線計測処理を行った．

実験時にはパソコンのモニタ上に図3に示した指標群が表示され，被験者が各指標を注視しているときの眼球画像(裸眼)を撮影する．本実験では指標群として垂直等間隔に指標を7個並べて表示した．各指標は正方形であり，その大きさは視角にして1度である．また，それぞれの指標の中心間隔は3度である(モニタと被験者間の距離が約70センチのとき)．

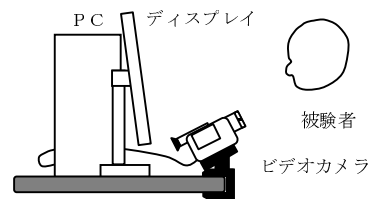


図 4: 実験システム概要

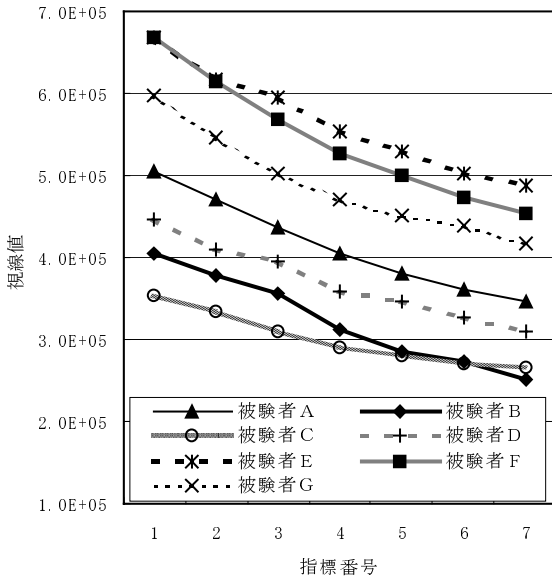


図 5: 垂直方向視線計測特性 (被験者 7 名による)

4.2 垂直方向視線計測特性

2章で述べた手法を用い、被験者 7 名 A ~ G の垂直方向視線計測特性を求めた。図 5 に計測結果を示す。図 5 において、横軸は指標番号 (図 3 に示したものを)、縦軸は視線値をそれぞれ示している。

図 5 から明らかなように、視線を下に移動させるにつれて視線値は減少している。これは計測領域を眼球露出領域の下部に設定しており、視線が下に移動すると計測領域内における虹彩の占める面積が増加するためである。また、計測された特性のグラフは被験者によって傾きや位置が異なる。これにより、システム使用前に被験者ごとの特性を計測し、キャリブレーションを行う必要があることがわかる。

いずれの計測結果においても 3 章で述べたように、特性が直線的ではないことがわかる。これによりキャリブレーション特性を求めるときには、直線ではなく多項式近似のほうが誤差が少なく、高精度の計測に適しているということが確認できた。

4.3 キャリブレーション曲線の次数の検討

4.2 節で述べたように、垂直方向の視線計測特性は直線的ではなく、曲線の傾向を示す。そのため、これらの計測値から多項式近似を行いキャリブレーション特性を求めことにしたが、この際に用いる近似関数の次数について検討をした。本実験では 7 個の指標を用いているため計測データは 7 点あり、直線を含め 1 ~ 6 次の近似関数を得ることができる。ここで、近似関数は最小二乗法を用いて求めることにした。

表 1 に、図 5 で示した 7 点の計測データから最小二乗法により求められた各関数と、計測データとの誤差 (近似誤差) の平均を示す。このとき、図 3 で示した指標 1 ~ 7 を注視したときの計測値を用いている。表 1 において近似誤差は視角で表している。また被験者によっては、6 次関数による近似の際に振動が生じる場合があったため、その際の誤差は求めていない。

表 1: 1 ~ 6 次関数による近似誤差 [度]

近似関数の次数	6 次	5 次	4 次	3 次	2 次	1 次
被験者 A	0.014	0.033	0.046	0.095	0.190	0.793
被験者 B	0.004	0.150	0.408	0.448	0.552	0.763
被験者 C	0.005	0.060	0.122	0.267	0.241	1.232
被験者 D	-	0.427	0.447	0.447	0.522	0.724
被験者 E	-	0.194	0.221	0.316	0.316	0.755
被験者 F	0.009	0.070	0.070	0.081	0.121	0.920
被験者 G	0.004	0.043	0.043	0.180	0.309	1.252
平均	0.007	0.139	0.194	0.262	0.322	0.920

表 1 から明らかなように、近似関数の次数が高くなるほど誤差は少ない。しかしながら、上述のように 6 次という高い次数では近似の際に振動が起きることがあり、このような近似関数はキャリブレーションに適さない。また被験者によらず、2 次以上の関数による曲線近似に比べ、1 次関数による直線近似は誤差が大きくなる傾向が見られる。具体的には、1 次および 2 次関数の近似誤差の平均は、それぞれ 0.9 度、0.3 度であり、多項式近似は高精度な垂直方向視線計測のキャリブレーションに適していることが確認できた。

4.4 3 指標キャリブレーションによる計測誤差

一般に視線計測のキャリブレーションに使用する指標数は、少ないほうが利便性が高い。たとえば、視線入力時に眼球が撮影画像から外れてしまうなど、2 章で述べた手法で頭部移動の補正が不可能となった場合、カメラ位置を調節し再キャリブレーションを行う必要がある。その際、キャリブレーション指標数が少ないほうが、すぐに視線入力作業に復帰できる。指標数が増すと近似誤差は小さくなるが、この点を考慮し 3 指標によるキャリブレーションを行うことにした。このとき、キャリブレーション特性は 2 次 (または 1 次) 関数として近似することができる。

3 指標によるキャリブレーションを行った際の、垂直方向計測誤差について評価を行った。原データは図 2 に示した値を用い、キャリブレーション特性は図 3 で示した指標群の指標 1, 4, 7 を注視したときの計測データを基に最小二乗法により求めた。得られた 2 次および 1 次のキャリブレーション特性と原データの一例 (被験者 A) を図 6 に示す。図 6 において横軸は指標番号を、縦軸は視線値をそれぞれ示している。また、表 2 に被験者 7 名によるキャリブレーション特性の近似誤差を示す。表 2 において近似誤差は視角で表している。

表 2 から明らかなように、3 点の計測データから得られたキャリブレーション特性においても、表 1 と同様に 2 次関数のほうが 1 次関数による近似に比べて誤差が小さい。これは、計測精度が高いほうが視線入力時に画面に表示できる指標数が増加し、アプリケーションの幅が広がるため、提案する手法を 3 指標で用いる場合は 2 次関数によるキャリブレーションが望ましいことを示している。

筆者らが開発してきた従来の視線計測法における注視点計測誤差は、高精度の計測を行える水平方向の計測で

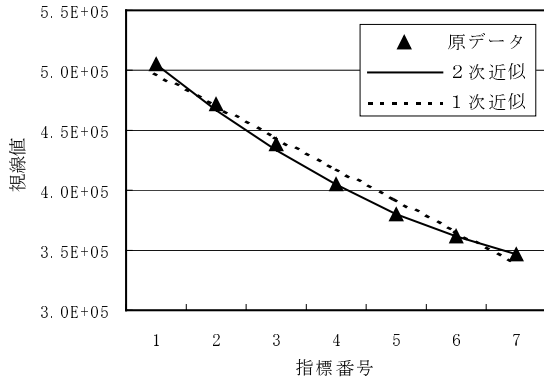


図 6: キャリブレーション特性

表 2: 3 指標キャリブレーション時の近似誤差 [度]

近似関数の次数	2次	1次
被験者 A	0.163	0.902
被験者 B	0.516	0.771
被験者 C	0.328	1.298
被験者 D	0.603	0.731
被験者 E	0.277	0.988
被験者 F	0.138	1.108
被験者 G	0.288	1.410
平均	0.330	1.030

約 1.7 度で、垂直方向と併せると約 2.5 度であった [10]。表 2 に示すように、2 次関数による近似誤差の平均は視角にして 0.3 度であり、これは筆者らの視線入力システムの注視点計測誤差に比べて十分小さい。したがって、提案する手法で垂直方向視線計測を行うことにより、より高精度な注視点計測が可能になるものと考えている。

5. むすび

筆者らは、自然光下で 1 台のビデオカメラにより撮影された眼球画像から、画像解析により水平および垂直方向の視線を計測する新しい視線入力システムを提案してきた。視線計測の処理手順は単純であり、赤外線照明などの特殊な装置を用いないため、システムは小形で汎用性が高い。

筆者らが開発してきた従来の視線入力システムは、水平方向の視線を高精度に計測することは可能であったが、垂直方向は上中下の 3 方向の識別のみをしていた。視線によるマウス操作システムなどアプリケーションの幅を広げるため、処理が単純な強膜反射法を応用した画像解析による手法を垂直方向の計測にも適用し、注視点の 2 次元座標値を計測する方法を開発した。しかしながら、この手法は、まぶたの移動により眼球開口部が変形すると計測誤差が増加する弱点があった。

この点を抜本的に改善するため、眼球開口部の変形に影響を受けない位置に計測領域を設定し、また得られた計測結果から多項式による近似でキャリブレーションを行い垂直方向の視線計測を行う手法を開発した。被験者 7 名による評価実験の結果、3 個の指標によるキャリブレーションを行い、その特性を 2 次関数で近似すると約

0.3 度の近似誤差でキャリブレーションが可能であることが確認できた。

今後は、提案した手法を視線入力システムに実装し、水平方向と同時に計測を行い注視点計測誤差の評価を行いたい。また、提案した手法では眼球の下半分に計測領域を設定しているが、注視点計測精度をより向上させるために、この領域の設定について研究をすすめたい。

参考文献

- [1] 山田, 福田: “眼球運動による文章作成・周辺機器制御装置”, 信学論, J69-D, 7, pp.1103-1107 (Jul. 1986)
- [2] T.E.Huchinson, K.P.White,JR., W.N.Martin, K.C.Reichert, L.A.Frey: “Human-Computer Interaction Using Eye-Gaze Input”, IEEE Trans. Systems, Man, and Cybernetics, 19, 7, pp.1527-1534, (Dec. 1989)
- [3] 伊藤, 数藤, 伊福部: “重度肢体不自由者向け視線入力式コミュニケーション装置”, 信学論, J83-D1, 5, pp.495-503 (May 2000)
- [4] 岸本, 米村, 広瀬, 長江: “カーソル移動方式による視線入力システムの開発”, 映情学誌, 55, 6, pp.917-919 (May 2001)
- [5] F.Corno, L.Farinetti, I.Signorile: “A Cost-Effective Solution for Eye-Gaze Assistive Technology”, Proc. IEEE International Conf. on Multimedia and Expo, 2, pp.433-436, Lausanne, Switzerland, (Aug. 2002)
- [6] 伊藤, 伊福部: “ビデオキャプチャ画像処理による視線検出及び意思伝達装置への応用”, 信学論, J88-D1, 2, pp.527-535 (Feb. 2005)
- [7] 阿部, 大内, 大井, 大山: “画像解析による強膜反射法を用いた視線入力システム”, 映情学誌, 57, 10, pp.1354-1360 (Oct. 2003)
- [8] 阿部, 大山, 大井: “自然光下における画像解析を用いた多指標視線入力システム”, 映情学誌, 58, 11, pp.1656-1664 (Nov. 2004)
- [9] 阿部, 佐藤, 大山, 大井: “視線による重度肢体不自由者向けコンピュータ操作支援システム”, 映像情報メディア学会誌, 60, 12, pp.1971-1979, (Dec. 2006)
- [10] 阿部, 大山, 大井: “自然光下における画像解析による視線入力システムの垂直方向解像度”, 映情学誌, 59, 11, pp.1705-1708 (Nov. 2005)
- [11] 阿部, 仲山, 大井, 大山: “自然光下における視線によるマウス操作補助システム”, 電気学会 電子・情報・システム部門大会, pp.327-332 (Aug. 2008)
- [12] 竹上, 後藤, 大山: “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, J84-D2, 8, pp.1580-1588 (Aug. 2001)