

## 画像処理に基づく眼球運動測定システム：画像濃度対称性を利用した瞳孔中心検出アルゴリズム

早見, 武人

九州大学大学院システム情報工学研究科知能システム学専攻：修士課程

志堂寺, 和則

九州大学大学院システム情報科学研究科知能システム学専攻

松永, 勝也

九州大学大学院システム情報科学研究科知能システム専攻

<https://doi.org/10.15017/1523858>

---

出版情報：九州大学大学院システム情報科学紀要. 2 (2), pp.235-239, 1997-09-26. 九州大学大学院システム情報科学研究科

バージョン：

権利関係：



# 画像処理に基づく眼球運動測定システム — 画像濃度対称性を利用した瞳孔中心検出アルゴリズム —

早見 武人\*・志堂寺和則\*\*・松永 勝也\*\*

## The Image-Processing System for Measuring Eye Movement — The Pupil-Center Algorithm Using Gray-Level Correlation —

Takehito HAYAMI, Kazunori SHIDOJI and Katsuya MATSUNAGA

(Received June 23, 1997)

**Abstract:** This paper proposes a new image-processing system for measuring eye movement. The eye position can be determined by the method of Haslwanter (1995), which uses the coordinates of pupil center for each calibration position in the image plane. The center of the pupil in the image plane is calculated by the new algorithm using gray-level correlation. The point of this gray-level correlation algorithm is that the gray-levels of two symmetrical points have high correlation with respect to the center of the pupil. This system also measures pupil movement.

**Keywords:** Eye position, Eye movement, Coordinates of pupil center, Gray-level correlation algorithm

### 1. はじめに

眼位の計測は注視点を推定することとなるため、眼科学や生体工学だけでなく人間工学、心理学、スポーツ科学等の幅広い方面から関心を寄せられてきた。眼球は直径約24mmでほぼ球形をしており、上・下、内・外の直筋および上・下の斜筋の計3組6眼筋と2つの鞅帯によって眼窩内で後方に引張られて保持されている。このため眼球は回転および回旋運動をするが、左右や上下、前後方向の変位運動はほとんどない<sup>1)</sup>。

眼球運動の計測方法としては、これまでにEOG (electro-oculography) 法や角膜反射光法、強膜反射光法 (角膜辺縁部測定法)、サーチコイル法など多くの手法が考案されている<sup>2)3)</sup>。さらに最近では、ビデオ技術の進展に伴い、眼前部の画像から瞳孔中心を分析することによる眼球運動計測法<sup>4)5)6)</sup>が注目を浴びようになってきている。この方法は、空間測定精度が高くかつ取り扱いが簡単であるため、これからの主力となるであろうと期待されている。

われわれは、画像処理に基づく眼位算出法の中で現在もっとも正確に眼位を計算できるHaslwanterらの方法<sup>7)8)</sup>を用いて、眼球運動を実時間で計測するシステムを開発した。本論文では、開発システムの概略を、特に瞳孔

中心の検出法について述べる。

### 2. 眼球運動測定システムの概要

#### 2.1 特徴

本測定システムは、AT互換機型のパーソナルコンピュータ (Micron: Millennia pro2 plus) においてWindows NTをOSとし、眼球のカメラ撮影画像を元に眼球運動を計測するシステムである。システムの概略図をFig.1に示した。画像の取り込みと眼位の計算を同時におこなう実時間処理の場合は、両眼で15Hz、片眼で30Hzの時間精度で計測が可能である。一度画像を記録しておいて後で眼位を算出する場合は、両眼、片眼ともに60Hzで処理が可能である。また、眼球運動の計測と同時に瞳孔径の計測も可能である。

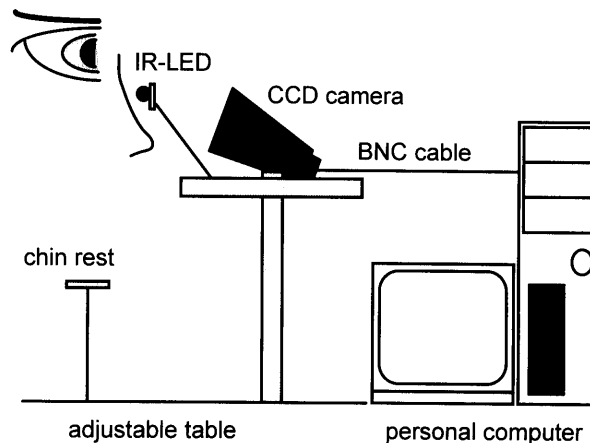


Fig.1 View of the system

平成9年6月23日受付

\* 知能システム学専攻修士課程

\*\* 知能システム学専攻

## 2.2 前提条件

本システム稼動のための条件は、Haslwanterらの場合と同じであり、次の4つである。

### システム稼動の前提条件

- 眼球は球形である。
- 眼球の回転中心は眼球の中心と一致し、眼球が回転しても回転中心は移動しない。
- 視線方向は眼球の中心から瞳孔の中心を結ぶ線を延長した方向である。
- カメラと眼球の位置関係は一定であり、少なくとも6 cm以上離れている。

## 2.3 撮影画像の取り込み

眼球の画像は、画像ボード (Data Translation: Frame Grabber DT3155) を利用して、1フレーム当たり640×480ピクセルで256階調の濃淡画像としてコンピュータに取り込む。カメラ (Konica: KS-30) の水平解像度 (380本以上) および計測の時間精度を考慮して320×240ピクセルのフィールド画像2枚として処理をおこなう。

## 2.4 撮影画像における瞳孔中心の検出方法

眼球の映像から眼位を得るには、瞳孔中心の変位を利用する方法と照明光の反射像の変位を利用する方法とがある。本システムで採用したHaslwanterらの眼位算出法は、瞳孔中心から眼位を求める方法である。画像において瞳孔の中心を求めるにはいくつかの方式が提案されている<sup>9)10)11)</sup>。しかし、従来の方式では、以下に述べる要件をすべて満たして安定した瞳孔中心を求めることはできない。

### 瞳孔中心検出の要件<sup>12)13)</sup>

- 瞳孔は視線方向から撮影した場合はほぼ円形に撮影されるが、眼球の回転角が大きくなると楕円となる。
- 瞬目や上瞼下垂のため、瞳孔の輪郭がすべて撮影できるとは限らない。
- 眼球を撮影する際に、照明や涙量の変化により階調が多少変動する。
- パソコンで実時間処理をおこなうことを考慮すると、計算量は少ないほど好ましい。

そこで、従来の方法にはよらず、以下の新しいアルゴリズムで瞳孔中心の検出をおこなった。

### 画像濃度対称性を利用した瞳孔中心検出アルゴリズム

1. **処理窓の設定 (Fig.2中の黒い枠)**。計測最初のフィールドの場合は320×240ピクセルすべての領域を処理領域とするが、2番目以降のフィールドでは、前のフィールドで検出した瞳孔中心を中心とする小長方形 (200×100ピクセル) の処理窓の内部に関してだけ瞳孔中心の検出処理をおこなう。処理窓を適切に設けることによって、無駄な計算やノイズを省

くことができる。

2. **濃度値の2値化**。256階調の撮影画像データを処理窓の内部だけ2値化する。2値化を適切なレベルでおこなうことにより、強膜および虹彩は白領域、瞳孔領域は黒領域とすることができる。この際、瞳孔領域だけでなく睫毛や上瞼の縁、下瞼の縁も黒領域として2値化されることが多い。通常、睫毛によるノイズは水平方向には断続しており連続線分とはならないため、支障とはならない。またこの2値化スライスレベルは、操作者が測定状況に応じて設定する。
3. **最長水平線分の抽出**。処理窓内において水平方向でもっとも長い水平線分を取り出し、その中点を瞳孔中心とする。

このような方法を用いると計算量が少なく、不完全な円や楕円の中心も捕らえることが可能である。しかしこれまでに述べた方法だけで瞳孔中心の検出をおこなうと、以下に述べるような現象が時折発生して、瞳孔中心の検出結果が不安定であった。瞳孔中心を通過する水平線分の上下の水平線分は、瞳孔中心を通過する水平線分よりもごくわずかしか短くない。このため、照明具合や眼球表面の水分量の変化の影響により虹彩の縁でノイズが生じた場合、瞳孔中心を通過しない水平線分にノイズが付加されて最長水平線分となることがある (Fig.3参照)。つまり、瞳孔中心を通過する線分が最長水平線分である場合は問題なく瞳孔中心を正しく検出できるが、ノイズの影響で瞳孔中心を通過しない線分が最長水平線分となった場合に、偽の瞳孔中心を検出することになる。そこで以下の手順を追加した。

4. **スリットの設定 (Fig.2中の白い枠)**。抽出した最長水平線分と同じ長さで幅が10ピクセルのスリットを設ける。
5. **スリット内の濃度値分布に基づく瞳孔中心の決定**。スリットの中心が瞳孔の中心と一致している場合、瞳孔は円形または楕円形をしているため、スリット内の濃度値 (256階調) の分布はスリットの中心を対称の中心とする点対称となる。この場合であっても、虹彩の縁は滑らかな曲線ではなく凹凸があることと、虹彩の模様が影響するために完全には点対称とはならないが、かなり点対称に近くなる。スリットの中心と瞳孔の中心が一致していない場合は、スリット内の濃度値の分布は点対称から外れる。このことを利用して瞳孔中心を求める。スリット内の点対称性を以下の式で求めた。

$$S = \frac{2}{M} \sqrt{\sum \left( 1 - \left( \frac{d_{ij} - d_{(w-i)(H-j)}}{D-1} \right)^2 \right)}$$

ただし、 $M$ はスリット内の点の個数、 $d_{ij}$ はスリット内での位置 $(i, j)$ のピクセル濃度、 $W$ と $H$ はそれぞれスリットの長さと同幅、 $D$ は階調の深さであり、 $\sum$ はスリット内のすべての点に関する和とする。スリットが瞳孔の中心と一致している場合つまり点対称性が高い場合にこの値は1に近くなり、点対称性が低い場合は0に近くなる。抽出した最長水平線分の位置から上下軸方向に $\pm 10$ ピクセルの範囲で1ピクセルずつスリットを上下に移動させ、濃度値の点対称性を順に計算する。計算の結果、値が最大となる位置における2値化水平線分の中点を瞳孔中心とした (Fig.4参照)。

このようなアルゴリズムによって、瞳孔中心を迅速かつ安定して検出することができるようになった。

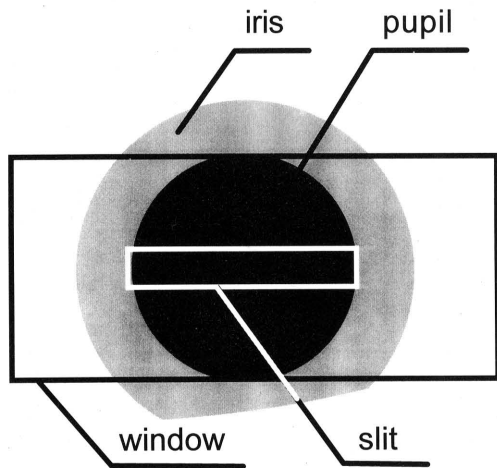


Fig.2 Illustration of the pupil-center detection

### 2.5 撮影画像における瞳孔中心位置からの眼位の算出方法

上記で求めた瞳孔中心に基づいて、Haslwanterらの方法にしたがって眼位を計算した。彼らの方法の特徴は、眼球とカメラのCCDイメージセンサの位置関係を、眼球の半径の個人差まで考慮して正確に計算する点である。近似を用いるのはこの眼球とCCDイメージセンサの位置関係が射影に及ぼす影響についての箇所だけである。また、これまでは眼球とイメージセンサの間の距離が一定であると仮定して計算するNakayamaの近似方法<sup>14)</sup>が用いられていたが、Haslwanterらの方法は実際には瞳孔が球面上を移動している点を加味したより正確な計算方法である。

Haslwanterらは、実際に彼らの眼位算出方法に基づく

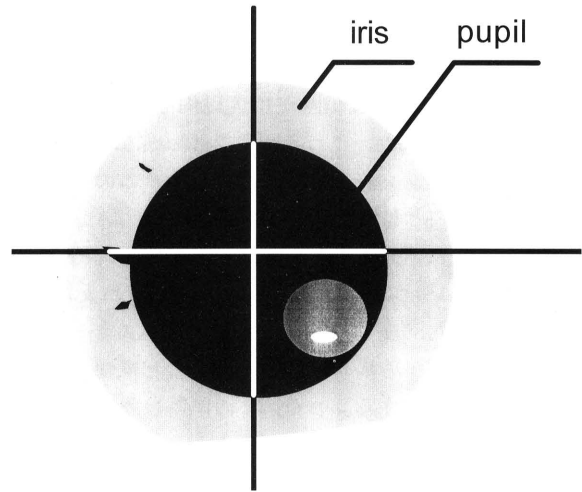


Fig.3 Illustration of the wrong pupil-center detection for noise without gray-level correlation algorithm

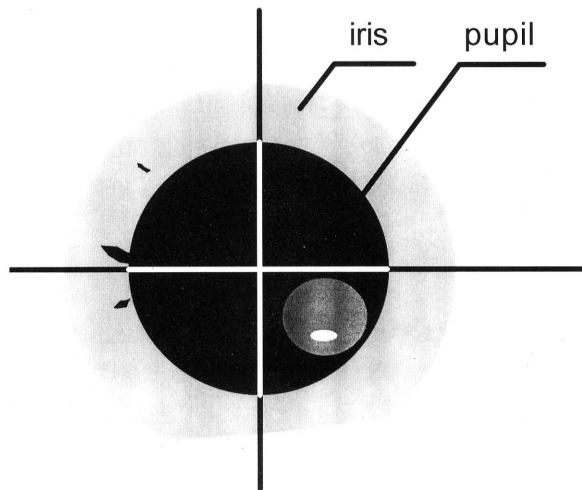


Fig.4 Illustration of the correct pupil-center detection by gray-level correlation algorithm

眼球運動計測システムを作成しているが、眼球をCCDイメージセンサに撮像する際の射影近似部だけはNakayamaの方法を用いている。彼らの考案した計算方法は正確ではあるが計算量が多く、実時間計測システムが構築できなかったためである。彼らはNakayamaの近似方法を採用したために生じる誤差について検討をおこなっている。この誤差 $E$ は眼球の半径が $r$ 、イメージセンサから眼球の中心までの距離が $d$ 、カメラの光軸からの眼球の回転角が $(\theta, \phi)$ の場合

$$E = \frac{r}{d-r}(1 - \cos(\theta)\cos(\phi))$$

となり、この誤差はレンズの光軸と眼球の視軸のなす角

度が大きくなるにつれて拡大する。彼らのシステムは頭部にカメラ部を装着するタイプで、第一眼位ではレンズの光軸と視軸は一致する。彼らのシステムの場合 ( $d = 72\text{mm}$ )、眼球の回転範囲が10度以内では誤差は0.6%だが、20度では2.3%、そして30度では5.0%に達する。このことからHaslwanterらは、彼らのシステムの測定可能範囲を20度以内とした。今回作成したシステムは、Fig.1に示したように、斜下方から眼球を撮影するため、頭部搭載型よりもレンズの光軸と視軸のなす角度が大きくなる。カメラを仰角30度で設置したとすると、30度上転した眼球運動を計測する場合、レンズの光軸と視軸のなす角度は60度にまで達する。また、この誤差は眼球とイメージセンサの距離が遠くなるにつれ小さくなる。われわれのシステムでは、眼球とイメージセンサの間の距離が彼らのシステムの約3倍あるため誤差は4%程度に抑えられるものの、彼らに準じて考えるとこの誤差は測定可能範囲を超えており、実際この要因による誤差が最大で2.4度になるため装置全体の精度を下げる要因になり得る。以上の点を考慮して、われわれのシステムでは球面の奥行きを考慮したより精密なHaslwanterらのモデルを用いることにした。

Haslwanterらは回旋運動の計測方法も同時に提案しているが、われわれのシステムでは、実時間性を考慮して、現在のところ回旋運動の分析はおこなっていない。

### 3. 評価実験

開発システムの測定精度を求めるために、人工眼球とフィック・ジンバルを作成した。人工眼球は、直径36mmの半球の中央に直径6mmの黒色領域を設けたものである。この人工眼球をフィック・ジンバル中央の板に載せ、上下、左右に板を傾けることによって眼球運動をシミュレートした。回転中心から黒色領域までの距離は、眼球の半径とほぼ同じ約12mmである。第2眼位での測定結果をFig.5とFig.6に示した。Fig.5は水平方向、Fig.6は垂直方向の人工眼球の変位値と測定値を示している。図から読み取れるように、左右、上下方向それぞれ20度までの広範囲にわたって、1度以内の精度で計測が可能であった。さらに広範囲にわたって同程度の精度で測定可能な筈であるが、今回作成したフィック・ジンバルの精度が不十分であったために確認することができなかった。人工眼球を水平、垂直両方向に同時に動かしてなおかつ回転中心が移動しないためには、左右と上下の各回転軸を高精度で直交させる必要がある。今後、早急に精巧なフィック・ジンバルを作成して、システムの測定精度を再確認しなければならないであろう。

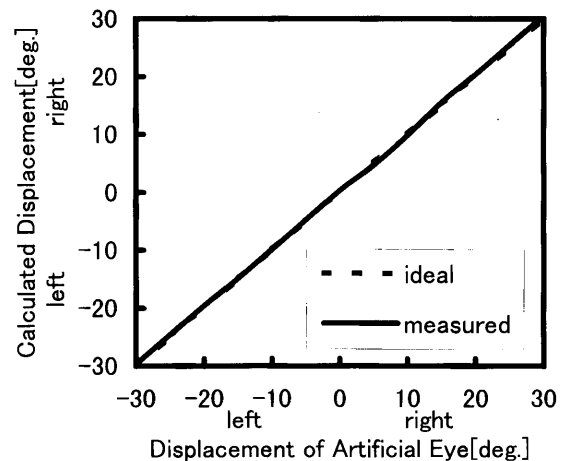


Fig.5 Relation between eye position measured by the system and artificial eye position in the horizontal plane

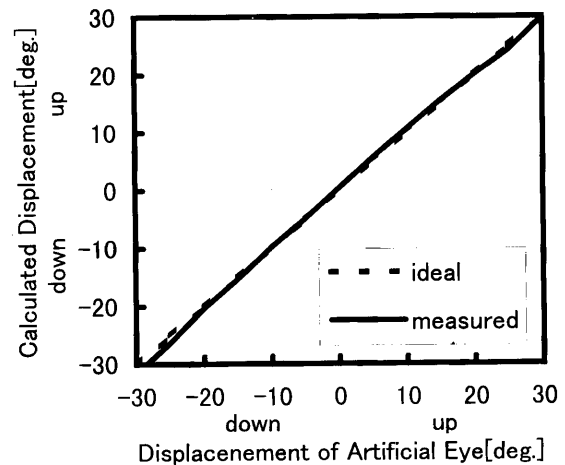


Fig.6 Relation between eye position measured by the system and artificial eye position in the vertical plane

### 4. 今後の課題と展望

開発システムは両眼の同時測定が可能である。従来、眼球運動は片眼のみを測定するケースが多かった。しかし、片眼の測定で本当に視線方向を決定できるであろうか。われわれが日常生活を送っている3次元空間内で物を見る場合、眼球の運動としては、両眼がほとんど同じ動きをする共同運動もあれば、両眼が反対の動きをする非共同運動（たとえば、輻輳、開散）もある。本システムは両眼の同時測定が可能であるため、原理的には両眼の動きから3次元空間内での視点の動きを求めることができる。現在のところこの問題について評価実験をおこなっていないので、どの程度の精度で測定可能であるか不明である。ただし、Enrightによると、輻輳時に眼球が $200\mu\text{m}$ ほど側方に移動する<sup>15)</sup>。この移動は、回転中心は1点であり移動しないという本測定システムの前提条件

のひとつに反する。Haslwanterらによると、これは眼球回転角1度の誤差に相当する。しかしながら、この誤差は、カメラと眼球の位置関係を常に計測し、眼球の移動量を考慮して眼位を計算することで補正することができる。本システムにこのような補正部を付加することによって、3次元空間内での眼球運動や輻輳も正確に測定することができる。また、このカメラと眼球の位置関係の補正部追加により、多少頭部が移動した場合でも計測が可能となる。

現在のシステムでは、瞬目時には睫毛や上瞼が下垂してくるために、測定が不能となり計測が中断する。瞬目後に操作者が処理枠を適当に指定することによって計測を再開するようにしているが、システムに瞬目検出部を組み込むことで、自動的に計測の停止および再開をおこなうようにしたい。

さらに頭部搭載型の眼球運動計測システムも現在作成中である。このシステムはシースルー型のヘッドマウントディスプレイにカメラを装着したもので、シースルーにすると実環境下での眼球運動が、シースルーにしない状態では人工環境下での眼球運動が測定できる。実環境下での測定では、第一眼位においてカメラレンズの光軸と視軸が一致するため、今回のシステムよりも正確な測定がおこなえることが期待できる。

## 5. ま と め

Haslwanterらの眼位算出法に基づいて、画像を元に眼球運動を計測する装置を開発し、評価実験をおこなった。瞳孔中心の計算方法として、画像濃度の対称性を利用した新しい方法を提案した。

## 参 考 文 献

- 1) 斎田真也：眼球運動の種類。大山正，今井省吾，和気典二（編）新編感覚・知覚心理学ハンドブック，pp.851-860，誠信書房，1994。
- 2) 古賀一男：眼球運動測定法。菅阪良二，中溝幸夫，古賀一男（編）眼球運動の実験心理学，pp.33-57，名古屋大学出版会，1993。
- 3) Hallett, P.E.: Eye movements. In K.R. Boff, L. Kaufman and J.P. Thomas (Eds.), *Handbook of Perception and human performance, Vol.1 Sensory processes and perception*, John Wiley & Sons, 1986.
- 4) 松永勝也，渡邊健，船津孝行：映像物体の最大幅位置検出方法，特開昭60-045801号
- 5) 渡邊健，松永勝也：赤外線TV方式による瞳孔径・中心位置検出システム，電気学会視覚情報研究会資料，VIN-78-8，1978。
- 6) Bechai, N.R.L. et al: Measurement of the rotation of a disk from its elliptical projection with application to eye movements, *JOSA*, 67, pp.1336-1339, 1977.
- 7) Haslwanter, T.: Mathematics of three-dimensional eye rotation. *Vision Research*, Vol.35, pp.1727-1739, 1995.
- 8) Moore, S.T., Haslwanter, T., Curthoys, I.S. and Smith, S.T.: A geometric basis for measurement of three-dimensional eye position using image processing. *Vision Research*, Vol.36, pp.445-459, 1996.
- 9) Curthoys, I.S., Moore, S.T., Haslwanter, T., Black, R.A. and Smith, S.T.: Video procedures for the measurement and display of the three dimensions of eye movement. In J. Ygge and G. Lennerstrand (Eds.), *Eye movements in reading*, pp.39-50, Pergamon, 1996.
- 10) Hatamian, H. and Anderson, D.J.: Design considerations for a real-time ocular counterroll instrument. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-30, pp.278-288, 1983.
- 11) Sung, K. and Anderson, D.J.: Analysis of two video eye tracking algorithms. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol.13, No.5, pp.1949-1950, 1991.
- 12) Truong, D.T. and Feldon D.J.: Source of artifact in infrared recording of eye movement. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, Vol.28, pp.1018-1022, 1987.
- 13) Yamanobe, M., Taira, S. and Morizono, T.: Eye movement analysis system using computerized image recognition. *Archives of Otolaryngology Head and Neck Surgery*, Vol.116, pp.338-341, 1990.
- 14) Nakayama, K.: Photographic determination of the rotational state of the eye using matrices. *American Journal of Optometry and Physiological Optics*, Vol.51, pp.736-742, 1974.
- 15) Enright, J.T.: Saccadic anomalies: Vergence induces large departures from ball-and-socket behavior. *Visual Research*, Vol.24, pp.301-308, 1984.

