

## 2点補正による簡易キャリブレーションを実現した視線測定システム

大野 健彦<sup>†</sup> 武川 直樹<sup>†</sup> 吉川 厚<sup>†</sup>

本論文では、視線によるコンピュータ操作を目的とする視線測定システムについて述べる。本システムは簡易な個人キャリブレーションのみで視線測定を実現することに主眼を置いている。従来の視線測定システムは視線測定時に発生する視線のずれを補正するために、個人キャリブレーションとして視線測定前に画面上に位置する5から20点のマーカを注視する作業が必要であった。そのため視線測定を行うまでに手間を要し、特に視線をコンピュータの操作手段として利用する場合に大きな問題であった。本システムは、ずれの補正を2段階に分離した新しい視線測定法を導入することで、最低2点のマーカによる個人キャリブレーションを実現した。まず視線算出手段において眼球モデルを導入し、ずれの発生要因となる角膜表面での光の屈折をあらかじめ補正する。次に個人キャリブレーション手段において残るずれを補正する。評価実験の結果、個人キャリブレーションにおいて画面上の2点を注視するだけで、視野角1.06度程度(裸眼、頭部を固定しない条件)と、視線をコンピュータ操作に利用するのに十分な測定精度が得られることを確認した。

### Just Look at Two Points: A Gaze Tracking System with Easy Calibration

TAKEHIKO OHNO,<sup>†</sup> NAOKI MUKAWA<sup>†</sup> and ATSUSHI YOSHIKAWA<sup>†</sup>,

We describe a real-time gaze tracking system for use in controlling a computer by gaze. This system is particularly concerned with reducing the effort of personal calibration necessary at the beginning of gaze direction detection. Existing systems require that the user gazes at five to twenty points on the screen for personal calibration. This burdensome and should be omitted, especially for computer control by gaze. Our system requires only two points on the screen for personal calibration. To achieve this, we developed a new gaze detection method that consists of two sub-procedures for correcting gaze direction error. One, the gaze direction measurement procedure, first calculates the gaze direction with the eyeball model. This model compensates the refraction at the surface of the cornea, which is one of the main causes of gaze direction error. The other, the personal calibration procedure, reduces the residual error. The results of an evaluation test confirmed that the accuracy of gaze detection is about 1.06 degrees in the view angle (naked-eye users, head-free condition), which is sufficient for the purpose of computer control by gaze.

#### 1. はじめに

我々はコンピュータを操作するとき、ディスプレイからアイコン、メニュー、文字列、図表など多岐にわたる情報を取得している。そこで人の視線から見ている対象を明らかにできれば、その情報をコンピュータが利用することにより様々なコンピュータの操作方法が実現可能であろう。

これまで人の視線を測定してコンピュータを操作するインタフェース(視線インタフェース)に関する様々な技術が提案されてきた。たとえば、コンピュータの画面上に表示されたメニューやアイコンを、視線により選択するための方法が提案されている<sup>2)~4),9),10),13),22)</sup>。また、マウスと視線を組み合わせることでマウス単独より高速に操作可能な方法も提案されている<sup>23),25)</sup>。

人が自分の視線により直接コンピュータを操作するのではなく、視線から人の注目している情報を検出して利用する方法も提案されている。たとえば画面上に表示されている複数のオブジェクトに対して、人の視線から注目しているオブジェクトを検出し、注目したオブジェクトに関するナレーションが流れるシステム<sup>15)</sup>、インタフェースエージェントとの対話に視線を利用し、人がエージェントの方向を向いているときに

<sup>†</sup> 日本電信電話株式会社 NTT コミュニケーション科学基礎研究所  
NTT Communication Science Laboratories, NTT Corporation  
現在、NTT データビジネスインキュベーションセンタ/技術開発本部  
Presently with NTT DATA Business Incubation Center/Research and Development Headquarters

のみ応答するエージェント<sup>18),19)</sup>、視線からユーザが注目している文書領域を検出し、記録・蓄積することで、過去に利用した情報を再利用する文書ブラウザ<sup>11)</sup>などがある。これら視線インタフェースの利用範囲は拡大を続けている。

これらの技術は、視線測定装置を利用して人の視線を測定することが前提となる。この場合、視線測定装置は、視線測定において重視される測定精度の高さに加えて、以下の条件を満たす必要がある。

- (1) 簡易性：必要ときにはすぐに視線を測定できる。測定前の調整が不要である。
- (2) 頑強性：視線を測定中に頭部位置の変動、照明条件の変化などが発生しても安定して視線測定が可能である。
- (3) 非拘束性：視線測定中、ユーザは何も装着する必要はない。また、頭部位置に関する制約がない。

既存の視線測定装置は、非拘束性についてはユーザが何も装着することのないシステムが登場しているが、簡易性と頑強性の2点については以下に述べる問題点が存在していた。

**簡易性：**一般に視線測定を行う前にはユーザが画面上に表示された複数のマーカを順次注視しながらスペースキーを押す作業（個人キャリブレーション）が必要となる。また、注視する必要があるマーカの数はいは5～20点程度と多い。

**頑強性：**利用中にユーザの頭部位置が変化した場合、測定誤差が増加する場合がある。また画像処理において、照明条件や顔表面の反射率の変動により瞳孔やブルキニエ像を検出できなくなる場合がある。

このような問題が生じるのは、視線測定に様々な誤差要因が含まれるためである（本論文では、画像処理に関する頑強性については議論の対象外とする）。そのため、測定した視線の補正に個人キャリブレーションと呼ばれる処理が必要となる。これはシステムが算出した視線計測位置と実際の視線位置との間に存在するずれを補正する処理である。具体的にはユーザが画面上にある複数の点を順次注視し、得られた視線と画面上の点との位置関係から補正パラメータを算出して視線の補正を行う方法が用いられる。

個人キャリブレーションによって精度の高い視線測定を実現するには、(1) 人が測定前に複数の点を正確に注視する必要があり、また、(2) ずれを正しく補正する補正法を用いる必要がある。しかしながら人が点を正確に注視するには習熟が必要であり、誤った位置を注視した場合に測定精度の低下が発生する。また補正処理は一般に二次以上の高次関数を用いるが、次数が

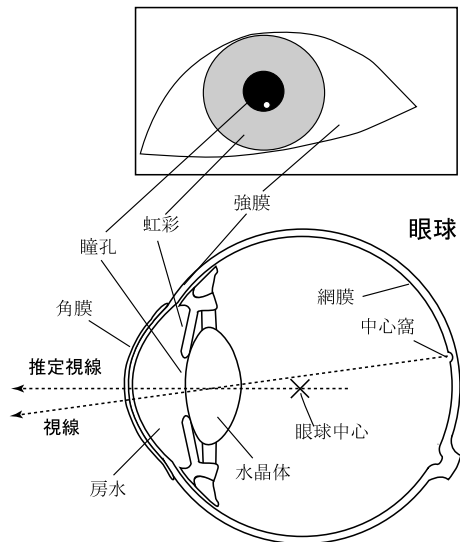


図1 眼球の構造

Fig.1 The structure of eyeball.

増すと眼球位置の変化などの変動要因に対して測定精度が不安定になりやすく、また個人キャリブレーションに必要な点数も増大する。

理想的には、個人キャリブレーションをまったく行わずに視線測定が可能なシステムが望ましい。しかしながら実際には以下に述べる様々な要因によってずれが発生するため、個人キャリブレーションなしに精度の高い視線測定を実現することは困難である。

本論文では、視線を高精度に測定する手法として一般的な、近赤外線を眼球に照射し、角膜表面での反射光（第1ブルキニエ像、以下ブルキニエ像と省略）および瞳孔の位置から注視位置を決定する角膜反射法を用いる（眼球の構造については図1を参照）。角膜反射法を利用した視線測定では、主に以下に列挙する要因でずれが発生する。

- (1) カメラレンズの光学系に起因する誤差
- (2) 角膜表面における屈折
- (3) 眼球形状の個人差
- (4) 眼鏡・コンタクトレンズにおける屈折
- (5) 眼球中心に対する中心窩のずれ
- (6) 角膜表面の非球面性

我々は、眼球モデルを用いた視線測定アルゴリズムを考案した。本手法は視線測定時にずれの主要因を補正し、残ったずれを個人キャリブレーションで線型補正する。本手法では個人キャリブレーションに必要なマーカ数は最低2点であり、簡易性と頑強性の向上を目指している。

また、考案した視線測定アルゴリズムに基づく視線

測定システム FreeGaze を試作した。FreeGaze はユーザの頭部に何も装着せずに視線測定が可能である。ただし現在の実装では、カメラ位置およびフォーカスは固定されているため、撮影可能範囲は左右 4 cm 四方程度、奥行き 1 cm 程度である。

以下、2 章では視線測定に関する関連研究について、3 章では提案する視線測定アルゴリズムについて、4 章では実装した視線測定システム FreeGaze について述べる。5 章では FreeGaze の評価実験結果を示し、提案手法の妥当性について議論する。6 章では評価結果に基づく考察を、7 章ではまとめと今後の課題を示す。

## 2. 関連研究

角膜反射法を利用した視線測定法に関する研究は古く、その原型は 1920 年代にはすでに登場していた<sup>5),12)</sup>。当初は頭部に重い測定機器を装着する必要があり、ユーザへの負担が大きかったが、近年はユーザへの負担を軽減し、使いやすいシステムを実現するための研究が行われている。本章では、1 章で述べた問題点を解決するための関連研究について、簡易性、頑強性、非拘束性のそれぞれについてまとめる。

簡易性を向上させる方法として重要な課題は個人キャリブレーションの手間を軽減することである。そのためには個人キャリブレーションで補正する必要のある要素を何らかの異なる手法で測定する必要がある。

Shih らは 1 組のカメラおよび光源から視線の含まれる平面を一意に定められることを利用し、複数カメラおよび複数光源から視線を算出する手法を提案した<sup>14)</sup>。本手法は角膜表面における光の屈折を考慮しており、原理的に個人キャリブレーションを行うことなく高精度に視線測定が可能であると主張している。しかしながら算出した視線と中心窩とのずれに関しては本手法では補正不可能であり、他の方法を利用して補正する必要がある。

個人キャリブレーションとして、マーカを注視するのではなく、注視点を定めずにあちこちを見るという方法も提案されている<sup>6),7),16)</sup>。これらの方法は瞳孔の偏心率から眼球中心を算出し、さらに瞳孔中心位置を利用して注視方向を求めている。このとき、あちこちを見るときに得られた瞳孔形状を利用して、回転中心算出の補正を行っている。これらの手法は 1 点を正確に注視することのできない人にとっては有効な視線測定方法である。ただし個人キャリブレーションの間は眼球中心の位置が変化しないことが前提となる。また、眼球運動の特性上、回転中心は必ずしも一意に定まらないため、測定された回転中心には一定の誤差が含ま

れるものと思われる。

眼球位置の変化に対する頑強性を向上させる手法としては、前述の Shih らの手法のように個人キャリブレーションを行わずに視線を測定する手法が考えられる。しかしながら実際の視線測定においては視線と中心窩とのずれ補正などの補正作業が必要となることが予想され、このような補正をせずに視線測定を行った場合に、眼球位置の変化に対してどの程度頑強であるかは明らかでない。

非拘束性を実現するためには、頭部に何も測定装置を装着せず、また頭部位置を固定せずに視線測定を実現する必要がある。これら 2 条件を満たしながら視線を測定する方法の 1 つとして、ステレオカメラで眼鏡に装着したマーカを検出し、別のカメラで眼球を撮影する手法<sup>1),24)</sup>、ステレオカメラで眼球位置を検出し、同時に別のカメラで眼球を撮影する手法<sup>17)</sup>などが提案されている。これらの方法は頭部位置に関する制約がないため、非拘束性に関する問題はほぼ解消されている。

## 3. 眼球モデルを用いた視線測定アルゴリズム

我々の提案する視線測定アルゴリズムは、1 章で述べたずれの主要因の (2)~(5) について対処する。まず、視線算出の段階で (2) を補正する。次に個人キャリブレーションで (3)~(5) について補正する。

なお、(1) はあらかじめカメラキャリブレーションによって補正を行っている。また (6) については特に補正を行わない(補正を行わないことによる影響については 6.2 節を参照)。角膜表面の形状については近赤外線を角膜に照射し、反射光を眼球近辺に設置したカメラから観察することで測定可能である(たとえば医療分野で利用されている)。しかしながら本論文で想定する、ユーザから離れた場所に設置したカメラで眼球を撮影する条件では、正確な測定はきわめて困難である。

以下に視線アルゴリズムの詳細を示す。

ユーザの視線は、方向ベクトルおよびその基準点で表すことができる。提案する視線測定システムでは、基準点として角膜曲率中心を、方向ベクトルとして角膜曲率中心から瞳孔中心へのベクトル(視線ベクトルと呼ぶ)をそれぞれ算出し、これをユーザの視線と定義する。角膜曲率中心および瞳孔中心は、カメラで撮影した画像から、眼球モデルを利用して算出することができる。

具体的な視線の算出手順は以下の 3 段階からなる。

(1) 画像処理段階。カメラで撮影した画像における

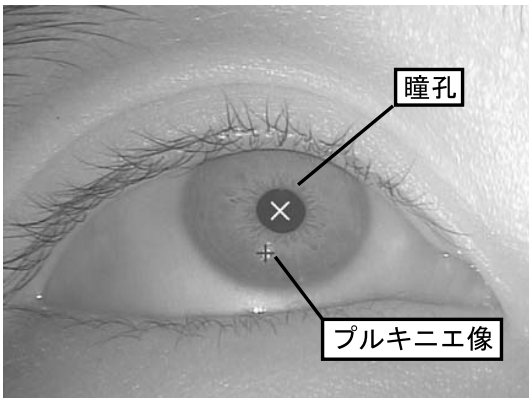


図2 ユーザの眼球像．画像処理によって検出された瞳孔中心およびプルキニエ像の位置が描画されている

Fig. 2 User's eyeball image. Detected pupil center and the Purkinje image are drawn.

瞳孔およびプルキニエ像の検出．

- (2) 視線算出段階．眼球モデルを利用した視線ベクトルおよび基準点の算出．
- (3) 視線補正段階．個人キャリブレーションによる視線ベクトルの補正．

以下，その詳細について述べる．

3.1 画像処理段階：瞳孔およびプルキニエ像の検出  
 まず，カメラで撮影した画像から瞳孔およびプルキニエ像の検出を行う（図2）．本視線測定システムでは，瞳孔の検出を行うためにカメラの光軸からやや外れた位置から近赤外線を照射している．その結果，瞳孔は虹彩などに比べて暗い像として得られる（暗瞳孔法と呼ぶ）．

次に取り込んだ画像を類似輝度の領域別にセグメント化し，セグメント化された各領域の中から瞳孔領域を領域形状で判定して決定する．瞳孔領域の検出処理は輝度の低い領域から順に処理を行い，候補領域が検出されるまで処理を続ける．輝度の高い領域においても瞳孔が検出されない場合は，瞳孔が存在しないと判定する．

瞳孔が得られた場合は，瞳孔の輪郭集合に対して誤差二乗和最小による楕円近似を行う．得られた楕円  $E$  は，

$$x^2 + a_1xy + a_2y^2 + a_3x + a_4y + a_5 = 0 \quad (1)$$

と表される．ただし  $a_1, \dots, a_5$  は楕円近似によって得られるパラメータである．このとき，楕円中心  $(e_{x_0}, e_{y_0})$  は，

$$(e_{x_0}, e_{y_0}) = \left( \frac{2a_2a_3 - a_1a_4}{a_1^2 - 4a_2}, \frac{2a_4 - a_1a_3}{a_1^2 - 4a_2} \right) \quad (2)$$

と表される．

次に瞳孔中心から一定範囲内を対象として，プルキ

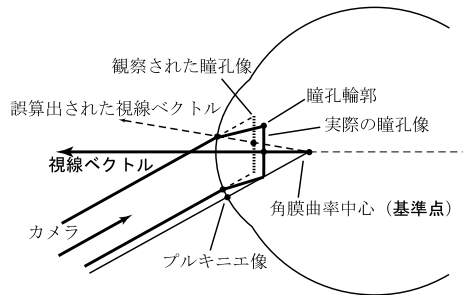


図3 眼球モデル  
Fig. 3 Eyeball model.

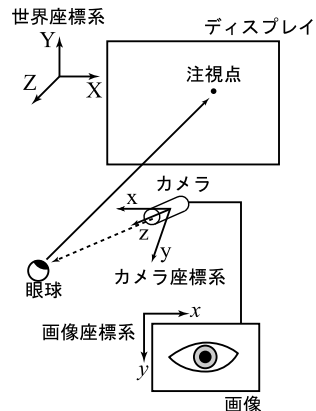


図4 視線算出に用いられる座標系  
Fig. 4 Three-coordinates system in gaze direction computation.

ニエ像の検出を行う．プルキニエ像の中心座標は，得られた領域の重心とする．

視線の測定精度は瞳孔およびプルキニエ像の検出精度に大きく依存するが，瞳孔については楕円近似による中心の推定，プルキニエ像においては重心の推定を行うことで，サブピクセルでの位置検出を行っている．

- 3.2 視線算出段階：眼球モデルを利用した視線ベクトルおよび基準点の算出

検出された瞳孔およびプルキニエ像から，眼球モデルを用いて視線の算出を行う．図3に眼球モデルの概略を示す．提案する視線算出アルゴリズムは，まず三次元空間上における眼球位置を測定し，そこから基準点および視線ベクトルを算出する．次に個人キャリブレーションを行い，1章で述べた，ずれの要因を補正する．

なお，画像座標系，カメラ座標系および世界座標系の3種類を図4に示すとおり設定する．カメラはあらかじめ Tsai のカメラキャリブレーションアルゴリズム<sup>20)</sup>によってカメラの内部パラメータ（焦点距離，レンズ歪み，画像の光軸中心位置，CCD 画素の縦横比）

および外部パラメータ（カメラの位置，回転角）を求めておく．その結果，画像座標系における座標  $(x_0, y_0)$  は，世界座標系における  $Z$  座標  $z_w$  が既知であるとき，関数  $f_{i-w}$  によって画像座標系  $(x_0, y_0)$  から世界座標系  $(x_w, y_w, z_w)$  へ次式のとおり

$$\begin{pmatrix} x_w \\ y_w \\ z_w \end{pmatrix} = f_{i-w} \left( \begin{pmatrix} x_0 \\ y_0 \end{pmatrix}, z_w \right) \quad (3)$$

変換可能である．

また，世界座標系  $(x_w, y_w, z_w)$  からカメラ座標系  $(x, y, z)$  への変換も可能である．

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = R_c \begin{pmatrix} x_w \\ y_w \\ z_w \end{pmatrix} + T_c \quad (4)$$

ただし  $R_c$  は  $3 \times 3$  の回転行列， $T_c$  は  $3 \times 1$  のベクトルである． $f_{i-w}$ ， $R_c$ ， $T_c$  は Tsai のカメラキャリブレーションによって得られる．

眼球モデルでは，眼球形状のパラメータとして

- 角膜曲率半径  $C$
- 角膜曲率中心から瞳孔中心までの距離  $L$

を与える（図 5）．これらは本来個人差があるが，カメラで撮影した眼球像からこれらの値を推定することは困難である．そこで視線算出段階ではこれらを定数として与え，つづく視線補正段階において定数を与えたことによる誤差の補正を行う手法を採用する．5.4 節において  $C$  および  $L$  の変動が測定結果に及ぼす影響について議論する．

3.1 節でキャプチャ画像における瞳孔の楕円近似式 (1) が得られている．そこで，近似された楕円から複数の点  $p_1, \dots, p_n$  をサンプリングし，その各点について屈折補正を行う．得られた屈折補正後の瞳孔輪郭点について再び楕円近似を行い，その楕円中心を実際の瞳孔中心とする．以下に詳細を示す．

**Step 1. 角膜曲率中心の算出**

まずカメラ座標系における角膜曲率中心を，以下の手順でプルキニエ像から求める（以降は特に断らない限りカメラ座標系を用いる）．

キャプチャ画像におけるプルキニエ像の位置ベクトル  $u_0 = (u_{0x}, u_{0y})^T$  からカメラ座標系におけるプルキニエ像の位置ベクトル  $u = (u_x, u_y, u_z)^T$  を求める．まず世界座標系におけるプルキニエ像の位置ベクトル  $u_w = (u'_x, u'_y, u'_z)^T$  と置く．このとき，式 (3) より， $u_0$  から  $u_w$  を求めるには，世界座標系におけるプルキニエ像の  $Z$  座標  $u'_z$  が必要となる．そこでプ

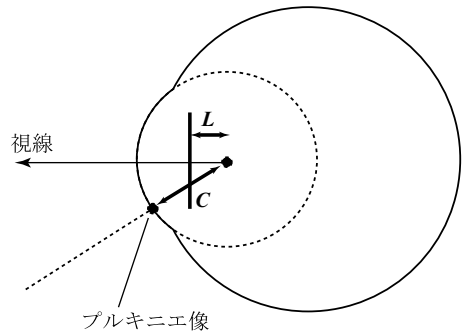


図 5 眼球モデルにおける個人パラメータ  
Fig. 5 Personal parameters in the eyeball model.

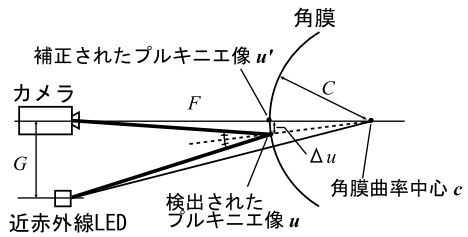


図 6 プルキニエ像の位置補正  
Fig. 6 Correction of Purkinje image position.

ルキニエ像の  $Z$  座標をカメラのフォーカス値から求める（depth from focus 法）．プルキニエ像は点光源が球面で反射した像であるため，反射像の大きさが最小になるようにフォーカスを合わせたときのフォーカス値から  $u'_z$  が得られる．Depth from focus 法による奥行き方向測定精度は，試作した視線測定システムで平面に表示されたマーカを撮影した場合，ディスプレイからマーカまでの距離と，depth from focus 法によって得られた距離との絶対誤差は平均 4.5 mm 程度である．

$u$  は  $u_0$  および  $u'_z$  を与えることにより，

$$u = R_c \cdot f_{i-w}(u_0, u'_z) + T_c \quad (5)$$

として求められる．

カメラの光軸と光源が一致している場合はプルキニエ像から角膜曲率中心が求められるが，本システムでは暗瞳孔法を利用しているためカメラの光軸と光源がずれており，このままでは正確な角膜曲率中心の位置を求められない．そこで検出されたプルキニエ像  $u$  に対して補正を行い，カメラ光軸と光源が一致した場合に観測されるプルキニエ像  $u'$  を求める（図 6）．

カメラからプルキニエ像までの距離を  $F$ ，カメラと光源の距離を  $G$ ，観察されたプルキニエ像の位置ベクトル  $u$  に対して，カメラ光軸と光源が一致した場合のプルキニエ像の位置ベクトルを  $u'$  とすると， $F \gg C$  であるから補正量  $\Delta u$  は

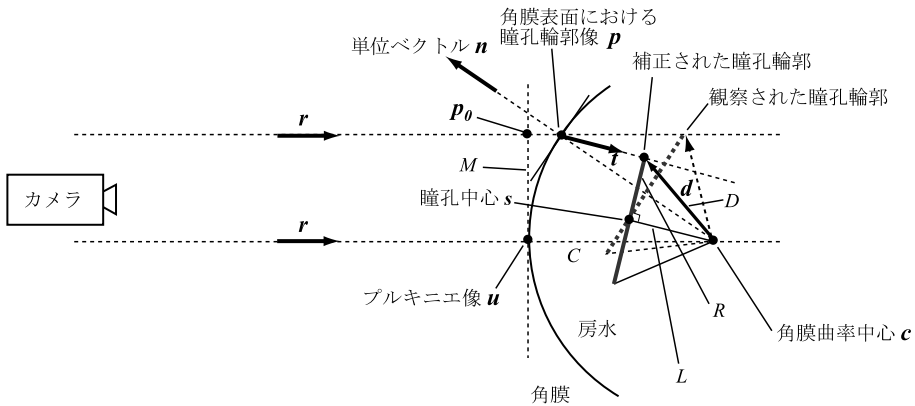


図 7 瞳孔輪郭位置の推定  
Fig. 7 Estimation of pupil edge position.

$$\Delta u \approx \frac{C \cdot G}{2 F} \tag{6}$$

である。試作したシステムにおいては光源とカメラのレンズ中心は Y 軸上に位置しており、

$$u' = u - (0, \Delta u, 0)^T \tag{7}$$

の関係にある。以降、プルキニエ像の位置  $u$  として  $u'$  を用いる。

角膜曲率中心の位置ベクトル  $c$  は、 $u$  および角膜の曲率半径  $C$  から求められる。

$$c = u + C \frac{u}{\|u\|} \tag{8}$$

ただし  $\|u\|$  は  $u$  のノルムである。このようにして求められた  $c$  が視線算出の基準点となる。

**Step 2. 角膜表面における瞳孔輪郭像の算出**

次にキャプチャ画像における瞳孔輪郭のサンプリング点から角膜表面における瞳孔輪郭像を求める(図 7 参照)。まずプルキニエ像を含み角膜に接する平面上に射影された瞳孔輪郭像の位置ベクトル  $p_0$  を求める(キャプチャ画像におけるサンプリング点の座標および世界座標系におけるプルキニエ像の座標から得られる)。

得られた  $p_0$  に加えてプルキニエ像の位置ベクトル  $u$  から、 $p_0$  からプルキニエ像  $u$  までの距離  $M$  を求めると、

$$M = \|p_0 - u\| \tag{9}$$

である。したがって、 $M$  および  $C$  から角膜表面上における瞳孔輪郭像  $p$  が得られる。

$$p = p_0 + (C - \sqrt{C^2 - M^2}) \frac{p_0}{\|p_0\|} \tag{10}$$

厳密には  $p - p_0$  と  $r$  は平行ではないが、 $u$  から  $p_0$  までの距離が最大 5 mm 程度であるのに対して、カメラから角膜までの距離は 600 mm 程度と遠方であるため、平行と仮定する。

**Step 3. 角膜表面における屈折の補正**

カメラからの光線は  $p$  において屈折する。そこで  $p$  における屈折後のベクトルが得られれば、屈折補正が可能となる。

屈折後の光線の単位ベクトルを  $t$ 、 $p$  において角膜表面に接する平面の法線ベクトルの単位ベクトルを  $n$  と置く。また、カメラから  $p_0$  までの方向ベクトルの単位ベクトルを  $r$  とする。このとき、法線ベクトル  $n$  は、

$$n = \frac{p - c}{\|p - c\|} \tag{11}$$

であるから、 $t$  はスネルの法則に基づき、

$$t = \frac{n_1}{n_2} \left\{ r - \left( (r, n) + \sqrt{\left(\frac{n_2}{n_1}\right)^2 - 1 + (r, n)^2} \right) n \right\} \tag{12}$$

と示される。ただし、 $n_1$  は空気の屈折率、 $n_2$  は房水の屈折率である。また、 $(r, n)$  は  $r$  と  $n$  の内積を表す。

実際の瞳孔輪郭は  $t$  の延長上にあるため、角膜曲率中心から瞳孔輪郭までの距離  $D$  を与えれば、実際の瞳孔輪郭が得られる。ただし  $D$  を外界からの観測で算出することは難しいため、角膜曲率中心  $c$  から瞳孔中心までの距離  $L$  および瞳孔の半径  $R$  から以下のとおり求める。

$$D = \sqrt{L^2 + R^2} \tag{13}$$

角膜曲率中心から実際の瞳孔輪郭へのベクトルを  $d$  と置くと、 $p$ 、 $t$ 、 $c$  および  $d$  は、

$$p + m t = c + d \tag{14}$$

の関係にある。ただし  $m$  は角膜から瞳孔輪郭までの距離である。ここで

$$\|d\| = D \quad (15)$$

であるから,  $m$  は以下のとおり算出可能である.

$$m = (c - p, t) - \frac{\sqrt{(c - p, t)^2 - (\|c - p\|^2 - \|d\|^2)}}{\|c - p\|}. \quad (16)$$

得られた  $m$  を式 (14) に代入することで,  $d$  が求められる. 以上の手順で, 屈折補正後の瞳孔輪郭位置が推定される.

#### Step 4. 瞳孔中心の算出

サンプリングした瞳孔輪郭の各点  $p_1, \dots, p_n$  において以上の手続きを行い, 得られた瞳孔輪郭座標の集合に対して再び楕円近似を行うと, その中心がカメラ座標系における屈折補正後の瞳孔中心  $e$  となる.

#### Step 5. 視線の算出

以上の手順でカメラ座標系における角膜曲率中心  $c$  および瞳孔中心  $e$  が得られた. そこでこの 2 点を世界座標系に変換して  $c_w$  および  $e_w$  とすると, 世界座標系における視線ベクトル  $v_w$  が得られる.

$$v_w = e_w - c_w \quad (17)$$

最後に  $c_w$  を基準とする視線ベクトル  $v_w$  をディスプレイ平面  $S$  に射影することで, ディスプレイ面上の注視点が得られる.

### 3.3 視線補正段階: 個人キャリブレーションによる視線ベクトルの補正

従来提案されている視線測定法では, 一般に個人キャリブレーションにおいて算出された視線位置に対して二次あるいは高次関数による補正を行っている(たとえば文献 8)). しかし, 二次以上の補正は安定性が低減する要因となる. たとえばユーザの注視点がマーカ位置に対してややずれたとき, キャリブレーション後の視線では, ずれが拡大しやすい.

これに対して提案手法では二次以上の関数が必要な原因である, (1) カメラレンズの光学系に起因する誤差, および, (2) 角膜表面における屈折を, あらかじめ視線ベクトル算出時に補正しているために, 個人キャリブレーションにおいては一次関数で十分に精度を保つことができる. 以下具体的に, 眼球モデルによって算出された視線ベクトルに対して, 角度および方向を補正する手順を説明する.

まず, 視線ベクトル  $v_w$  を極座標系における斉次ベクトルに変換する.

$$v_w \longrightarrow v_{w\theta} = \begin{pmatrix} l \\ \theta \\ \phi \\ 1 \end{pmatrix}. \quad (18)$$

次にキャリブレーション行列を,  $4 \times 4$  の斉次行列  $W$

で表す.

$$W = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & w_1 & 0 & w_2 \\ 0 & 0 & w_3 & w_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}. \quad (19)$$

ここで未知変数は  $w_1, \dots, w_4$  の 4 個であり, スクリーン  $S$  上の 2 点を与えることで決定できる. また 3 点以上を用いた場合は, 誤差二乗和最小となる  $W$  を求めればよい. この場合, ユーザがマーカを注視したときに発生する誤差の影響が軽減されるので, 精度の向上が期待される.  $W$  を算出後は, 極座標系におけるキャリブレーション後の視線ベクトル  $v_w'_{\theta}$  が

$$v_w'_{\theta} = W v_{w\theta}, \quad (20)$$

として得られる. 最後にこれを直交座標系に変換する.

$$v_w'_{\theta} \longrightarrow v_w'. \quad (21)$$

以降はこのようにして得られた  $v_w'$  を  $v_w$  と置き換えて注視点の算出に用いる.

本手法は 1 章で述べたずれの発生要因について, (3) 眼球形状の個人差, (4) 眼鏡・コンタクトレンズにおける屈折, および, (5) 眼球中心に対する中心窩のずれを, 一次関数の範囲で補正したものである. したがって算出された  $W$  は, これらの要因が変化しない限り再利用可能であり, 一度個人キャリブレーションを行ったユーザは, 次回からは個人キャリブレーションを行わずに視線測定可能である.

## 4. 実 装

3 章で示した視線測定アルゴリズムに基づき, 視線測定システム FreeGaze の試作を行った. FreeGaze のサンプリングレートは最大 30 Hz であり, 1 フレーム以内の遅延でリアルタイムに

- 画面上の注視点
- 視線ベクトル
- 角膜曲率中心座標
- 瞳孔中心座標
- 瞳孔面積
- プルキニ工像面積

が得られる.

図 8 に FreeGaze の外観を示す. FreeGaze はカメラユニットおよびそれを制御するソフトウェアから構成されている. ソフトウェアは C++ で記述されており, Pentium III を搭載した PC 上 (OS は Windows 2000 を利用) で動作する. サンプリングレートは CPU の処理速度に依存するが, Pentium III, 933 MHz で 30 fps (frame per second) の視線測定が可能である.



図 8 試作した視線測定システム FreeGaze

Fig. 8 Implemented gaze tracking system *FreeGaze*.

カメラユニットは近赤外線カメラおよびその下部に配置された近赤外線 LED から構成されている。なお、図 8 に示すように、パン・チルトカメラの台座部分に実装しているが、現在はこの機能を利用しておらず、カメラの方向は固定されている。

撮影した像はフレームグラバ Matrox Meteor II で  $640 \times 480$  ドット、256 階調のグレイメージで毎秒 30 フレームキャプチャされる。カメラユニットと PC は RS-232C インタフェースで接続されており、フォーカスの制御、フォーカス値の取得、LED の光量制御などを行っている。

ディスプレイには 18 インチ液晶ディスプレイ NANA O FlexScan L675 ( 解像度  $1280 \times 1024$  , 画面サイズは縦 289 mm , 横 358 mm ) を用いている。なお、ディスプレイと視線測定システムの相対位置関係、画面のサイズ、画素数を与えることで、任意のフラットディスプレイを利用可能である。カメラの光軸とディスプレイ画面の法線ベクトルは世界座標系において同一の Y-Z 平面上に位置するように設置している。

カメラには自動フォーカス制御機構が内蔵されているが、フォーカスの調整に 1 秒から 5 秒程度の時間を要するため、フォーカスの調整は視線測定開始前のみ行い、視線測定中には固定としている。

また、カメラの撮影範囲は、カメラから 60 cm 程度離れた状態で 4 cm 四方程度である。カメラの方向は固定されているので、視線測定時には眼がカメラの撮影範囲内に位置する必要がある。

## 5. 評価実験

まず提案した視線測定アルゴリズムの有効性および視線測定システムの性能を調べるため、測定精度の評

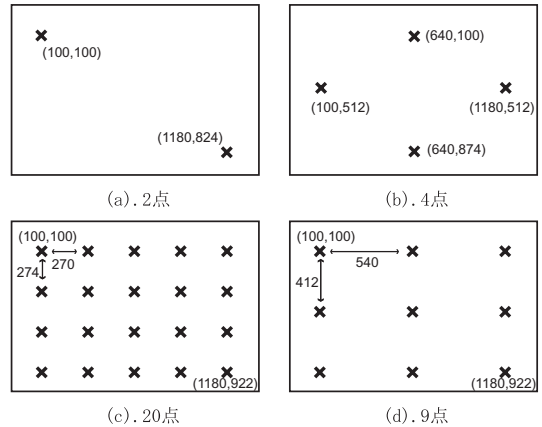


図 9 マーカの配置 ( 画面座標系 ) . 画面サイズは  $1280 \times 1024$  ピクセル

Fig. 9 The marker layout in the screen coordinates. The screen size is  $1280 \times 1024$  pixels.

価実験を行った。次に個人パラメータを変動させた場合にシステムがどのようにふるまうかを確認するコンピュータシミュレーションを行った。

なお、空気の屈折率  $n_1$  を 1.000、房水の屈折率  $n_2$  を 1.336 とした。また、個人パラメータとして文献 21) を参考に、

- 角膜の曲率半径  $C = 7.7$  mm
- 角膜曲率中心から瞳孔中心までの距離  $L = 4.5$  mm

を与えた。

### 5.1 実験 1 : 測定精度評価

まず、FreeGaze の測定精度に関する評価実験を行った。簡易性の視点から見ると、個人キャリブレーションに用いるマーカの点数は少ないほど良い。一方、点数が増加すると、個人キャリブレーション実行時の測定誤差が減少し、測定精度が向上する可能性がある。そこで実験条件としてマーカの点数を変更して、条件の違いが測定精度に及ぼす影響を調べた。

#### 実験条件

測定精度評価実験は、顎台を利用して頭部を固定した状態で、個人キャリブレーションのマーカ数を変化させて ( 2 点 , 4 点 , 20 点 ) 行った。なお、被験者の眼球位置からディスプレイまでの距離は 570 mm である。マーカ位置は 2 点の場合では画面左上および右下、4 点では上下左右の中心部、20 点では縦 4 個、横 5 個の格子状に配列した ( 図 9 (a)-(c) ) 。

#### 被験者

被験者は研究者 9 名 ( 裸眼 4 名 , 眼鏡 3 名 , 裸眼および眼鏡の両条件 2 名 ) である。裸眼条件で 6 名、眼鏡条件で 5 名の測定を行った。



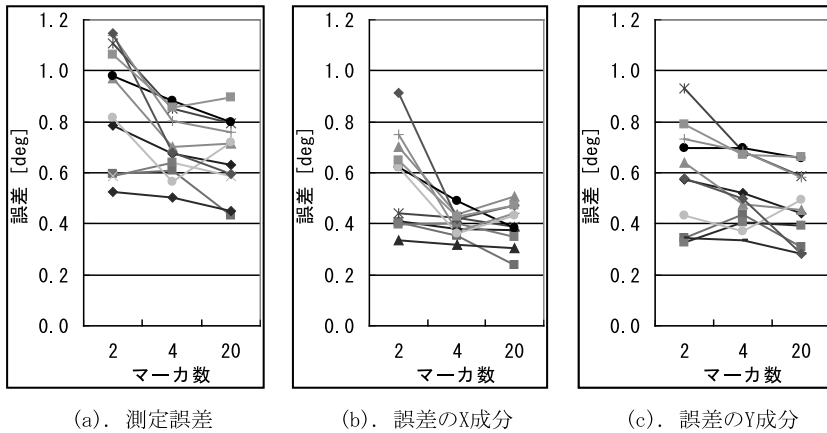


図 10 実験 1 における個人別測定精度

Fig. 10 The results of Experiment 1 for the each subject.

実験手順

まず、実験条件で定めた個数のマーカーを用いて個人キャリブレーションを行った。実験手順は以下のとおりである。

- (1) 画面上に灰色のマーカーが 1 点表示される。
- (2) ユーザはマーカーを注視しながらスペースキーを押す。
- (3) マーカーの色が赤色に変化した状態が 0.4 秒続く。
- (4) マーカーの色が再び灰色に戻る。
- (5) 次のマーカーが表示される。

個人キャリブレーションには、マーカーの色が赤色に変化した間の視線データが利用された。

個人キャリブレーション終了後、今度は精度評価のために 9 点のマーカー（縦 3 個、横 3 個の格子状に配置、図 9 (d)）が順次表示され、被験者は個人キャリブレーションと同様の手順で注視した。そしてマーカーが赤色の間に測定された視線データと、画面上に表示されたマーカー位置との差から測定誤差が算出された。1 回の実験に要した時間は約 1 分から 2 分程度である。

実験結果

視線測定は各被験者の利き目であり、8 名が右目、1 名が左目であった。図 10 および表 1 に、実験結果を示す。ここでの測定誤差とは、1/30 秒ごとに得られる視線データとマーカーとの絶対距離を 0.4 秒間にわたって平均したものであり、視野角で示す。図 10 は被験者別の測定誤差、誤差の X 座標成分、および Y 座標成分を示したものである。また表 1 に、裸眼および眼鏡条件別の平均測定誤差を視野角で示した。

これらの結果を見ると、X 座標方向は Y 座標方向に対して精度が高い傾向がある。マーカー数別の測定誤差は、2 点で X 座標 0.57 度、Y 座標 0.58 度、4 点で

表 1 実験 1 における、裸眼および眼鏡利用者の平均測定誤差  
Table 1 The mean error in Experiment 1 with the two different conditions (naked eyes/spectacles).

種類	人数	2 点 [deg]	4 点	20 点
裸眼	6	0.95	0.72	0.70
眼鏡	5	0.81	0.70	0.63

X 座標 0.40 度、Y 座標 0.53 度、20 点で X 座標 0.40 度、Y 座標 0.47 度であった。

また、個人キャリブレーションに利用したマーカーの個数と測定精度の関係を見ると、4 点および 20 点では測定精度にほとんど差がないこと、2 点は若干誤差が大きいことが分かった。2 点における誤差の原因として、被験者によってはディスプレイの左上端におけるずれが他の箇所より大きかったことがあげられる。

一般に視線を測定する場合、ユーザが眼鏡を装着すると測定精度が低下する場合があるが、表 1 に示すとおり、裸眼と眼鏡利用者では測定精度に顕著な差はなかった。

被験者 1 名（裸眼、マーカー 2 点によるキャリブレーションを行った）における視線測定結果の例を図 11 に示す。本図は評価のために画面上に表示された 9 点のマーカーを順次見たときの視線である。このときの平均誤差は視野角 0.52 度（26.0 ピクセル）、マーカー注視中における X 座標方向および Y 座標方向の標準偏差は、それぞれ 2.09、2.91 ピクセルであった。キャリブレーションに用いたマーカーから最も遠い右上、左下に

Welch の方法による t 検定の結果、4 点の場合のみ有意水準 5% で有意差あり (t=2.92, p=0.012)。

Welch の方法による t 検定の結果、2 点と 4 点 (t=2.20, p=0.044)、および 2 点と 20 点 (t=2.56, p=0.021) において、有意差 5% で有意差あり。

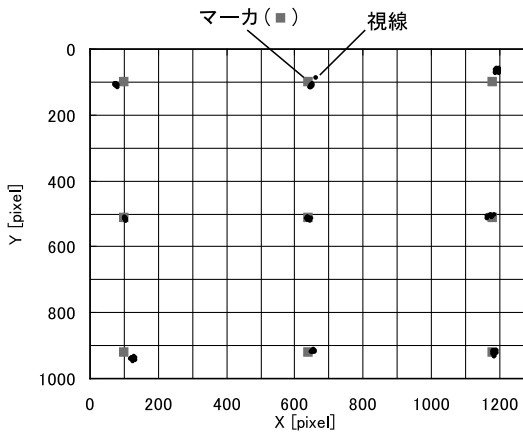


図 11 実験 1 における視線例。1 名の被験者（裸眼，マーカー 2 点によるキャリブレーションを行った）が画面上に配置された 9 点のマーカーを順次見たときの視線が示されている

Fig. 11 An example of gaze data in Experiment 1. Nine markers on the screen were gazed by a naked-eye subject for evaluation. Two markers were used for calibration.

若干の誤差が見られた。

## 5.2 実験 2：頭部位置を固定しない状態における視線測定

本視線測定アルゴリズムは簡易性を実現しているが，試作システムの制約から，頭部の位置変化に対する頑強性については明らかでない。試作システムはフォーカスが固定されているため，顔を大きく動かすとフォーカスのずれが発生して，誤差が拡大する可能性がある。

そこで顎台などで頭部を固定せずに利用する場合について，測定精度の確認を行った。

### 実験条件および実験手順

眼球からディスプレイまでの距離 570 mm にフォーカスを合わせ，さらに眼球像のフォーカスが最も合うように被験者の頭部位置を前後に調節した後に実験を開始した。実験手順は実験 1 と同様である。ただし実験開始前に，視線測定中には頭部を極力動かさないよう指示を与えた。

実験中，奥行き方向の移動距離を測定するため，被験者の横方向から鼻頭位置をビデオカメラで撮影した。

### 被験者

実験参加者は研究者 5 名（裸眼 3 名，眼鏡 1 名，裸眼および眼鏡の両条件 1 名）である。いずれも実験 1 に参加した。

### 実験結果

表 2 にマーカー個数別の平均測定誤差を，裸眼および眼鏡利用者別に示す。実験 1 と比較して，測定精度に大きな差異はなかった。1 回の視線測定における眼球

表 2 実験 2 における，裸眼および眼鏡利用者の平均測定誤差  
Table 2 The mean error in Experiment 2 with the two different conditions (naked eyes/spectacles).

種類	人数	2点 [deg]	4点	20点
裸眼	4	1.06	0.75	0.72
眼鏡	2	0.88	0.70	0.70

の移動距離は，世界座標系において X 座標方向は最小 0.9 mm，最大 7.8 mm，Y 座標方向は最小 0.8 mm，最大 3.2 mm，Z 座標方向は最小 3 mm，最大 6 mm であった。ただし X 座標方向および Y 座標方向の移動距離は目尻の位置から，Z 座標方向の移動距離は鼻頭を横方向から撮影したビデオ画像から算出した。

なお，本実験条件と同様に眼球からディスプレイまでの距離が 570 mm となるようにフォーカスを設定した状態で，眼球位置の Z 座標方向  $d_z$  を 0 mm から 20 mm まで前後に変化させて視線を算出した結果，X 座標方向のずれが  $d_z/4$ ，Y 座標方向のずれが  $d_z$  程度発生した。本実験では眼球位置が Z 座標方向に最大 6 mm 程度変動したことから，算出された視線は頭部のずれによって，Y 座標方向に最大 6 mm（視野角 0.6 deg）程度，誤差が増加したと思われる。

本実験では実験 1 と比較して測定精度に大きな差異が見られなかったが，頭部位置を固定しない条件では，特に奥行き方向の変動に注意する必要がある。

## 5.3 実験 3：頭部を前後に移動させた場合における視線測定

実験 2 では頭部の移動可能距離が限定された条件における頑強性について調べた。しかしながら depth from focus の機能が実時間では動作しないという実装システムの制約から，奥行き方向に関する頑強性については明らかでない。そこで本アルゴリズムが原理的に持っている，頭部移動に対する頑強性を確認するため，頭部位置を前後に移動させるたびにフォーカスを再設定して，測定精度を調べた。

### 実験条件および実験手順

まずディスプレイから被験者の眼球位置までの距離 570 mm の位置において，顎台を利用して頭部位置固定のうえ，4 点のマーカーによるキャリブレーションを行った。次に画面から眼球表面までの距離をあらかじめ定めた距離（550 mm，570 mm，600 mm，630 mm，660 mm，690 mm，720 mm）になるように頭部を前後に移動し，その位置において顎台を利用して頭部位置を固定したうえで，フォーカスの再設定を行い，9 点のマーカーによる精度測定を行った。

### 被験者

被験者は裸眼の研究者 2 名である。いずれも実験 2

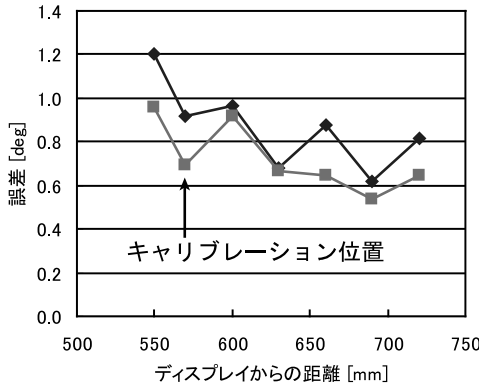


図 12 頭部移動時の平均測定誤差

Fig. 12 The mean error in the different head position.

に参加した。

実験結果

図 12 に、ディスプレイから眼球表面までの距離と誤差との関係を被験者別に示す。頭部が 550 mm の位置は他の位置に対して若干誤差が増大する傾向があるが、他の位置では大きな差がないことが確認できた。550 mm の位置では特に画面上部の誤差が大きかった。

以上の結果、本アルゴリズムが原理的に奥行き方向の眼球変位に頑強であることを確認した。今後、頭部位置の移動時にフォーカスが追従する機構の視線測定装置を開発することにより、本視線アルゴリズムを高精度なシステムとして適用可能である。

5.4 実験 4: 個人パラメータの変動が測定結果に与える影響

本視線測定アルゴリズムでは、個人パラメータ  $L$  および  $C$  を定数としている。しかしながら眼球の大きさは個人差があるため、本来、個人パラメータにも個人差がある。そこで個人パラメータを変動させた場合に、個人キャリブレーションを行う前の視線算出段階において、算出結果にどのような影響がでるかをコンピュータシミュレーションによって調べた。

具体的には、ユーザが画面上のマーカを注視しているときの眼球画像を撮影し、個人パラメータを変化させながら視線を算出した。

実験条件および実験手順

実験 2 と同様に頭部を固定しない条件で、画面上に表示されたマーカ 9 点を順次注視し、その間の眼球画像を記録した。次に記録した眼球画像を用いて、眼球サイズに関する個人パラメータ  $L$  および  $C$  を変動させながらシミュレーションにより視線を算出した。個人パラメータの変動幅は、 $L$  は 4.0 mm から 5.0 mm まで ( $C$  は 7.7 mm で固定)、 $C$  は 7.0 mm から

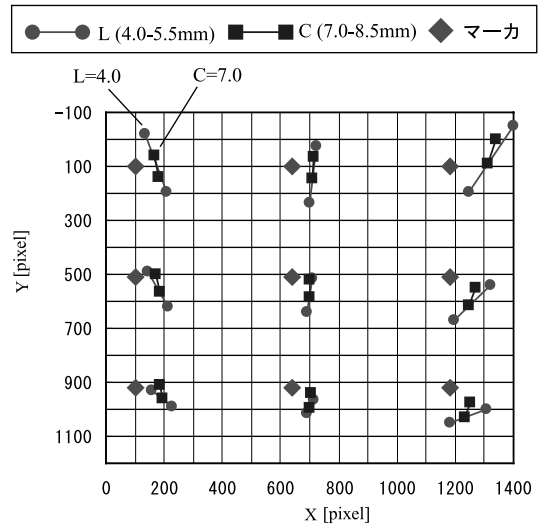


図 13 個人パラメータ  $L$  および  $C$  を変動させたときの視線測定結果。画面上に表示されたマーカ位置および測定された視線座標 (個人キャリブレーションなし) が表示されている

Fig. 13 Behavior of compensated gaze depending on the personal parameter  $L$  and  $C$ .

8.5 mm まで ( $L$  は 4.5 mm で固定) とした (標準値から約 10% の範囲)。なお、個人キャリブレーションは行っていない。

被験者

眼球画像の撮影を行った被験者は裸眼の研究者 1 名である。

実験結果

シミュレーション結果を図 13 に示す。パラメータを変化させたとき、視線の変動幅は  $L$  の方が大きい傾向にあった。 $L$  が 10% 増減することで、画面上部において測定された視線は  $Y$  座標で 200 ピクセル以上変化した。一方、画面下部においては 100 ピクセル程度であった。

これらのずれは、個人キャリブレーションによって補正される。しかしながら、特に  $L$  が大きくずれた場合には、現在の個人キャリブレーションでは補正が十分ではない可能性がある。

6. 考 察

6.1 測定精度

評価実験の結果、FreeGaze の測定精度は顔から画面までの距離が 570 mm の条件で、2 点のキャリブレーションで視野角 0.95 度、4 点のキャリブレーションで視野角 0.72 度であることが分かった (実験 1)。これは画面上でそれぞれ 9.5 mm、7.2 mm に相当し、実験で利用した液晶ディスプレイ FlexScan L675 上では

34画素, 26画素に相当する。視線をコンピュータの操作に利用する方法としては様々なものが想定されるが, この精度においてはたとえば画面上的アイコンを視線で選択することが可能である。

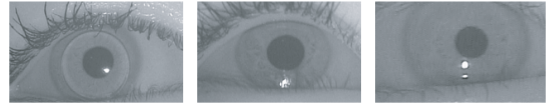
視線の測定精度とユーザの頭部移動可能範囲はトレードオフの関係にある。眼球を拡大して撮影すると測定精度は向上するが, 頭部の移動可能範囲が狭くなり, ユーザの自由度は低下する。視線でコンピュータを操作するという目的を考えると, 本視線測定システムの精度は妥当であると考えられる。また, より高精度が要求される場合は眼球を拡大して撮影すればよい。

## 6.2 個人キャリブレーションによるずれの補正

3.3節で述べたとおり, 個人キャリブレーションでは(3)眼球形状の個人差, (4)眼鏡・コンタクトレンズにおける屈折, および(5)眼球中心に対する中心窩のずれを補正することを目指している。

補正前の視線では, 同一の点を見ているにもかかわらず測定された座標はユーザによって大きく異なる。特に眼鏡利用者においては眼鏡表面で屈折が発生するため, 裸眼ユーザに比べて個人キャリブレーション前のずれが大きい傾向があった。また個人パラメータ(特に $L$ )が変動した場合に視線測定結果も大きく変動することが分かった。これらは3.3節で示した視線ベクトルの個人キャリブレーションによって補正されており, その結果, 実験1で示した測定精度が得られた。しかしながら, 本手法では一次関数による個人キャリブレーションを用いているため, モデルと一致しない場合に発生する二次関数以上のずれに関しては, 補正されない成分が誤差として残る。今後は最適個人パラメータの算出法および眼鏡における屈折の補正について検討を進め, さらなる精度向上を目指す。なお, カメラで撮影した複数の瞳孔像から $L$ を推定する手法も提案されているので<sup>7)</sup>, 今後は個人別にパラメータを推定した場合の効果についても検討を進める予定である。

また, 個人キャリブレーションでは, (6)角膜表面の非球面性について考慮していない。角膜表面は, 中心から周囲へ向かうに従い曲率半径が大きくなることが知られている<sup>21)</sup>。そのため, プルキニエ像が瞳孔中心から離れるに従い, 視線の測定誤差は拡大する。たとえば画面左上上部の点を見ているときに瞳孔中心からプルキニエ像までの距離が最も増大し, 測定誤差も大きくなる傾向が見られた。実験1では, マーカ2点によるキャリブレーションが他の場合と比較して誤差が大きい傾向があったが, 角膜表面の形状を考慮した補正手段を追加することで, このような条件でも誤差が減少すると思われる。また, 画面周辺部においてよ



(a). ハードコンタクト (b). ソフトコンタクト (c). ソフトコンタクト

図14 視線測定の失敗例

Fig. 14 Three examples of gaze detection error.

り精度の高い視線測定が可能になるであろう。

## 6.3 視線測定におけるコンタクトレンズおよび眼鏡の影響

本評価実験における被験者は裸眼および眼鏡利用者である。これまでに100名以上のユーザが利用しているが, コンタクトレンズを装着したユーザは測定精度が大幅に低下する, あるいは正しく測定できない場合が多かった。視線測定中の眼球画像を調べたところ, ハードコンタクトレンズの利用者は瞳孔上にレンズの輪郭が重なり, 正常に瞳孔およびプルキニエ像を検出できない場合があるということが分かった。たとえば図14(a)の場合, 通常は視線測定可能であるが, まばたきの直後などに, 瞳孔上にコンタクトレンズの輪郭が重なる場合がある。また, ソフトコンタクトレンズの利用者では, プルキニエ像が不鮮明になる場合(図14(b)), レンズの表面および裏面で近赤外線光源の反射光が発生し, プルキニエ像の誤検出要因となる場合(図14(c))などがあることが分かった。

また眼鏡利用者の場合, 眼鏡の形状によってはレンズ表面における近赤外線の反射光が瞳孔と重なる場合があった。この場合も視線測定は不可能である。

これらの問題は近赤外線を照射して瞳孔およびプルキニエ像を撮影する場合に避けたい問題である。正確に測定されていないことを検出し, ユーザに伝達するなどの手法の開発が課題となる。

## 7. まとめと今後の課題

本論文では, 使いやすく便利な視線インタフェースの実現に向けて開発した視線測定システムFreeGazeについて述べた。FreeGazeは角膜表面における屈折の補正処理を行う視線測定アルゴリズムを搭載し, 個人キャリブレーションに用いるマーカは最低2点でよい。また, 最初に個人キャリブレーションを行えば, 次回からは個人キャリブレーションを行わずに視線測定が可能である。

FreeGazeはユーザを毎回個人キャリブレーションを行う煩わしさから解放し, コンピュータの前に座るとすぐに視線測定が可能な環境を実現した。このような環境の実現によって, 視線インタフェースの日常的

な利用が現実的となった。今後は FreeGaze を利用して、視線インタフェースの可能性を追求していく方針である。

現在の残された課題として、ユーザによっては精度が低下する場合があるのでより多くのユーザが利用できるようにシステムの改良を行うことと、顔を動かしても視線測定が可能なシステムに発展させることの2点があげられる。今後、さらに使いやすく高精度な視線測定システムの実現に向けて、これらの課題に取り組んでいく予定である。

謝辞 日頃、本研究をご支援いただく NTT コミュニケーション科学基礎研究所メディア情報研究部の村瀬洋部長および萩田紀博前部長に感謝します。また、研究に関する議論をしていただいたメディア情報研究部の皆様、アイカメラの実装にご協力いただいた NTT-AT の曾田忠之氏に感謝します。

### 参 考 文 献

- 1) 伴野 明, 岸野文郎: 顔と瞳孔の3次元計測に基づく注視点検出アルゴリズム, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J75-D-II, No.5, pp.861-872 (1992).
- 2) Hansen, J.P., Anderson, A.W. and Roed, P.: Eye-Gaze Control of Multimedia Systems, *Symbiosis of Human and Artifact: Future Computing and Design for Human-Computer Interaction*, Proc. 6th International Conference on Human Computer Interaction, Anzai, Y., Ogawa, K. and Mori, H. (Eds.), Vol.20A, pp.37-42, Elsevier Science (1995).
- 3) Jacob, R.J.K., Leggett, J.J., Myers, B.A. and Pausch, R.: Interaction Styles and Input/output Devices, *Behaviour and Information Technology*, Vol.12, pp.69-79 (1993).
- 4) Jacob, R.J.K.: What You Look At Is What You Get: Eye Movement-Based Interaction Techniques, *Conference Proc. Human Factors in Computing Systems (CHI '90)*, pp.11-18, ACM Press (1990).
- 5) 古賀一男: 眼球運動実験ミニ・ハンドブック, 労働科学研究所出版部 (1998).
- 6) 松田圭司, 永見武司: 遠隔操作に対応した視線位置計測システムの開発, 第14回生体生理工学シンポジウム (1999).
- 7) 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 (2000).
- 8) Morimoto, C. and Flickner, M.: Real-Time Multiple Face Detection Using Active Illumination, *4th IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition*, pp.8-13 (2000).
- 9) 大野健彦: 視線インタフェースにおける選択過程と取得過程の識別, インタラクティブシステムとソフトウェア V, 尾内理紀夫 (編), pp.65-70, 近代科学社 (1997).
- 10) 大野健彦: 視線を用いた高速なメニュー選択作業, 情報処理学会論文誌, Vol.40, No.2, pp.602-612 (1999).
- 11) 大野健彦: IMPACT: 視線情報の再利用に基づくブラウジング支援法, インタラクティブシステムとソフトウェア WISS 2000, 暦本純一 (編), pp.137-146, 近代科学社 (2000).
- 12) 芋阪良二, 中溝幸夫, 古賀一男 (編): 眼球運動の実験心理学, 名古屋大学出版会 (1993).
- 13) Salvucci, D.D. and Anderson, J.R.: Intelligent Gaze-Added Interfaces, *Proc. CHI 2000 Conference on Human Factors in Computing Systems*, pp.273-280, ACM Press (2000).
- 14) Shih, S., Wu, Y. and Liu, J.: A Calibration-Free Gaze Tracking Technique, *Proc. International Conference on Pattern Recognition* (2000).
- 15) Starker, I. and Bolt, R.A.: A Gaze-Responsive Self-Disclosing Display, *Proc. ACM Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI'90)*, pp.3-9, ACM Press (1990).
- 16) 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, 電子情報通信学会論文誌, Vol.J84-D-II, No.8, pp.1580-1588 (2001).
- 17) Talmi, K. and Liu, J.: Eye and Gaze Tracking for Visually Controlled Interactive Stereoscopic Displays, *Signal Processing: Image Communication*, Vol.14, pp.799-810 (1999).
- 18) 知野哲郎, 福井和広, 鈴木 薫: 非言語メッセージ利用インタフェース “Gaze To Talk” システム, 信学技報 HIP98-26, pp.31-38 (1998).
- 19) 知野哲郎, 福井和広, 山口 修, 鈴木 薫, 田中克己: Gaze To Talk: メタコミュニケーション能力を持つ非言語メッセージ利用インタフェース, インタラクシオン'98 論文集, pp.169-176 (1998).
- 20) Tsai, R.Y.: A versatile Camera Calibration Technique for High-Accuracy 3D Machine Vision Metrology Using Off-the-Shelf TV Cameras and Lenses, *IEEE Journal of Robotics and Automation*, Vol.RA-3, No.4, pp.323-344 (1987).
- 21) 魚里 博: ヒトの目に特有な光学, *O plus E*, Vol.22, No.4, pp.418-430 (2000).
- 22) Ward, D.J. and MacKay, D.J.C.: Fast Hands-Free Writing by Gaze Direction, *Nature*, Vol.418, p.838 (2002).
- 23) 大和正武, 門田暁人, 高田義広, 松本健一, 鳥居宏次: 一般的な GUI に適した視線・マウス併用型ターゲット選択方式, 情報処理学会論文誌,

Vol.42, No.6, pp.1320-1329 (2001).

- 24) 吉川 厚, 大野健彦: 視線を読む—ユーザにやさしい視線測定環境, *NTT R & D*, Vol.48, No.4, pp.399-408 (1999).
- 25) Zhai, S., Morimoto, C. and Ihde, S.: Manual and Gaze Input Cascaded (MAGIC) Pointing, *Proc. Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI'99)*, pp.246-253, ACM Press (1999).

(平成 14 年 2 月 12 日受付)

(平成 15 年 2 月 4 日採録)



大野 健彦 (正会員)

昭和 44 年生。平成 6 年東京工業大学大学院理工学研究科情報科学専攻修士課程修了。同年日本電信電話(株)入社。現在, NTT コミュニケーション科学基礎研究所研究主任。視線インタフェース, 視線測定法, 視線に基づく認知モデルの構築, コミュニケーションの解明等の研究に従事。ACM, 日本認知科学会各会員。



武川 直樹 (正会員)

昭和 49 年早稲田大学理工学部電子通信工学科卒業。昭和 51 年同大学大学院修士課程修了。同年日本電信電話公社(現 NTT)入社。以来, 画像符号化, 画像処理, 画像認識, コンピュータビジョン, ロボットビジョンの研究開発に従事。平成 6 年~12 年(株)NTT データにおいて画像システムの研究開発に従事。平成 12 年より NTT。現在, NTT コミュニケーション科学基礎研究所環境理解グループリーダー。工学博士。IEEE, 電子情報通信学会各会員。



吉川 厚 (正会員)

平成 3 年慶應義塾大学大学院理工学研究科博士課程修了, 工学博士。同年日本電信電話(株)入社。NTT ソフトウェア研究所, 基礎研究所, コミュニケーション科学基礎研究所を経て, 平成 12 年(株)NTT データへ転籍。現在(株)NTT データビジネスインキュベーションセンターならびに技術開発本部所属。囲碁を題材にしたエキスパティーズの研究を長い間行ってきて, その過程で実験に必要なアイカメラの開発や視線研究, プロトコル分析や様々なデータを使った多面的分析等の方法論研究を行う。日本認知科学会, 日本科学教育学会各会員。