

眼球形状モデルに基づく視線測定法

An Eyeball Model Based Eye Tracking Method

大野 健彦† 武川 直樹† 吉川 厚‡

Takehiko Ohno†, Naoki Mukawa†, Atsushi Yoshikawa‡

† 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 データ 技術開発本部

† NTT Communication Science Laboratories, NTT Corporation,

‡ Department of Information Technology, NTT Data

<http://www.brl.ntt.co.jp/people/takehiko/>

E-mail: takehiko@brl.ntt.co.jp

Abstract

我々は3次元眼球形状モデルを用いた視線測定法を提案する。本手法は一般に視線を測定した場合に生じる測定誤差発生要因を、モデルにおいてあらかじめ補正しながら視線を算出する。そのため、算出された視線と実際の視線との誤差が小さく、線形変換で補正が可能である。一般には非線形補正をおこなうため、個人キャリブレーションにおいて5から20点を用いるが、本手法では最低2点で同等の測定精度が得られることを実験によって確認した。この結果、従来の視線測定システムで問題であった、利用前に必要となる各種調整の手間が大幅に軽減し、手軽に利用可能な視線測定システムが実現された。

1 はじめに

視線測定は古くて新しい技術である。19世紀末にはすでに視線測定が試みられている。当時の手法は角膜表面に細い棒の接合したコンタクトレンズを接着し、棒の先にあるペンで紙に記録するというものであった。その後、1世紀余を隔て、視線測定の主流は外部に設置したカメラから眼球を撮影する形態に大きく進化を遂げた。

視線測定技術の発展に伴い、利用範囲は基礎的な心理学実験にとどまらず、ヒューマンインタフェースへの利用 [1, 2, 4, 5, ?, ?, 12], WWW や広告の評価など広範囲に拡大しつつある。その結果、視線測定技術に求められる条件は、これまで重要視されてきた測定精度の高さや測定の安定性にとどまらず、人に負担をかけないこと、事前の調整なしに簡単に利用できることなど、使いやすさの向上が重要な課題になりつつある。特に視線測定開始時に必要な、画面上に表示された5

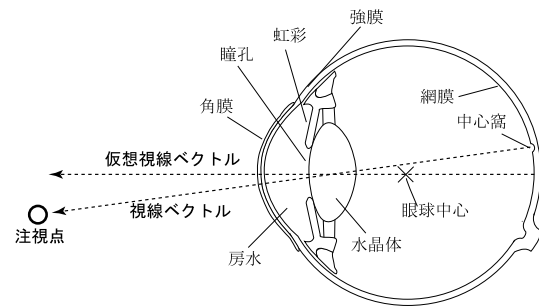


図1 視線と注視点

から20点を順次注視する作業(個人キャリブレーション)は、習熟と時間を要する作業であり、その簡略化は課題となっていた。

1.1 なぜ視線測定は難しいか

理想的な視線測定とは、外界に設置したカメラを利用して、個人キャリブレーションなどの調整作業をおこなうことなく測定を開始することである。しかしながら、様々な要因によって、このような測定環境を実現することは難しい。以下にその理由について述べ、問題の所在を整理する。

一点を注視しているときの視線とは、中心窩(網膜においてもっとも分解能の高い領域)と注視点とを結ぶ直線である([?])。

眼球をレンズ系として考えるとき、視線は中心窩、レンズの節点および対象点を結ぶ直線であると定義される(厳密には対象点からレンズへの入射光における節点と、レンズから中心窩への出射光における節点は一致しないが、そのずれはわずかであるため、同一であると近似してよい[11])。従って、3次元空間中における節点および中心窩の位置を決定すれば視線は定まる。しかしながら、節点および中心窩の位置決定は極めて困

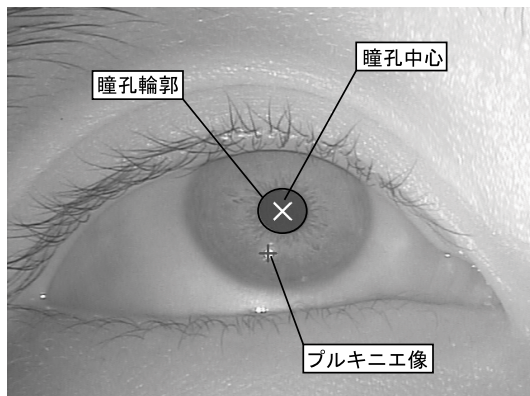


図 2 瞳孔およびプルキニエ像

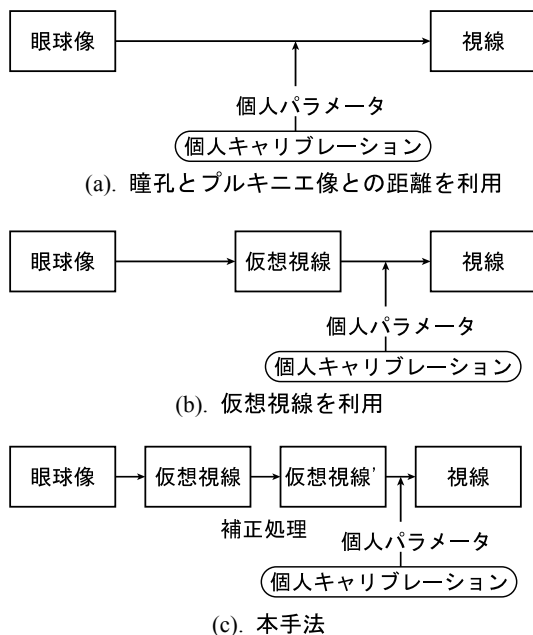


図 3 視線算出の手順.

難であり、この手法は非現実的である。従って、近似的に視線を決定する必要がある。

視線測定において広く用いられる手法として、点光源の近赤外線を照射し、角膜表面における反射像(以下、プルキニエ像と呼ぶ)を利用する方法がある(角膜反射法)。この方法は他の測定方法と比較して安定的に高精度で視線が得られることで知られている(視線測定の種類については [3, 6] 参照)。図??に、近赤外線を照射したときの眼球を示す。瞳孔およびプルキニエ像が鮮明に現れていることがわかる。本稿では、以降、角膜反射法について論じる。

角膜反射法における視線の測定方法は、2種類に大別される。

(1) 瞳孔中心とプルキニエ像との距離から視線を求める。眼球方向が変化すると両者の距離が変化することを利用して、視線を推定する。距離と視線との対応関係は、個人キャリブレーションによって求める。3次

元世界座標系における眼球位置を決定する必要がないため、視線計測が容易であるという利点を持つが、眼球位置が変化した場合に測定誤差が生じやすい。

(2) まず仮想視線を求め、次に視線を決定する。仮想視線の算出には、プルキニエ像から得られる角膜曲率中心を用いることが多い。そして、角膜曲率中心および瞳孔中心を結ぶ直線が、仮想視線となる。仮想視線は誤差を含んでいるため、個人キャリブレーションで誤差補正用の個人パラメータを算出する。また、3次元世界座標における眼球位置を別途測定する。(1)と比較して眼球位置の変化に対して頑強であるが、眼球位置の測定が必要となる。

手法(1)は、個人キャリブレーションが必須となる。一方、手法(2)では算出された仮想視線が実際の視線と完全に一致すれば、個人キャリブレーションが不要となる。誤差が発生する主な要因を以下に挙げる。

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

これらの要因において、特に眼球形状に関する諸要因は個人差があり、正確な形状を決定することが困難である。そのため、仮想視線と実際の視線を一致させる視線測定法はこれまでに存在していない。

本手法では、手法(2)において、精密な眼球形状モデルを用いた仮想視線の算出をおこなう。そして従来は個人キャリブレーションで補正していた誤差要因をモデルで補正し、残差を個人キャリブレーションで補正するという手段を取る。その結果、個人キャリブレーションによる補正量が減少し、画面上の2点を注視することで個人パラメータの取得が可能となった。

以下、2節で関連研究、3節で本手法の詳細について述べ、4節で試作システムを、5節で評価実験の結果を示し、6節でまとめと今後の課題について述べる。

2 関連研究

個人キャリブレーションをおこなわずに視線位置を決定する手法の一つとして、点光源およびカメラを2組用意して、カメラと点光源で束縛される平面の交線から基準点を決定する手法が提案されている [8]。この手法は眼球径などの個人情報を与えることなく視線が定まるという特徴を持つ。しかしながら、本手法で求められる視線は仮想視線ベクトルである。仮想視線ベクトルから視線ベクトルへの変換法については特に言及されていないが、実際には個人キャリブレーションが必要となるものと思われる。

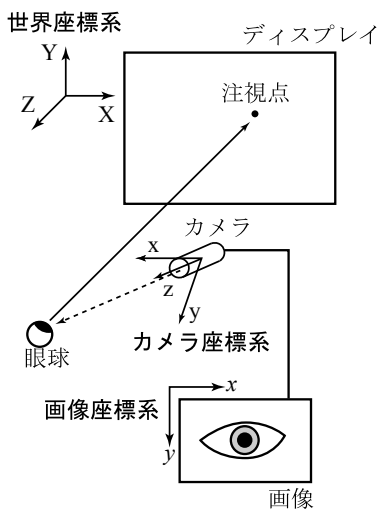


図5 視線算出に用いる座標系

竹上らは瞳孔輪郭の扁平率から瞳孔の回転中心を求める手法において、眼球中心を固定した状態であちこちを見ることで眼球形状に関するキャリブレーションをおこなう方法を提案している [9]。この手法はキャリブレーション中の眼球中心が一意に定まっていることが前提であるが、実際の眼球運動においては頭部を完全に固定した状態でも回転中心は一意に定まらない。そのため高い精度でのキャリブレーションは困難である。しかしながらマーカを注視する必要はないため、マーカの注視が困難な状況でも利用可能であるという特徴を持つ。

3 眼球形状モデルに基づく視線測定

本手法では、撮影した瞳孔およびプルキニ工像から視線を算出するにあたり、一般には個人キャリブレーションで補正する要素の一部を、仮想視線の算出時に補正する (図 3(b))。そのため、図 4 に示す眼球形状モデルを用いて視線を測定する。

なお、ここではキャプチャ座標系、カメラ座標系、世界座標系の 3 種類の座標系を導入する (図 5)

3.1 瞳孔およびプルキニ工像の検出

まず、カメラで撮影した眼球像をコンピュータでキャプチャし、得られた画像から瞳孔およびプルキニ工像を検出する (図 2)。本システムではカメラの光軸からやや離れた位置から近赤外線を照射しているため、瞳孔が虹彩、強膜などと比較して暗くなる。そこで、画像のセグメント化をおこない、周囲より暗い楕円領域を瞳孔と定める。

得られた瞳孔領域の瞳孔輪郭について楕円近似をおこない、得られた楕円から n 点をサンプリングする。得られた点を p_{01}, \dots, p_{0n} とする。また、瞳孔近辺に位置する輝点をプルキニ工像であると定め、その中心座標

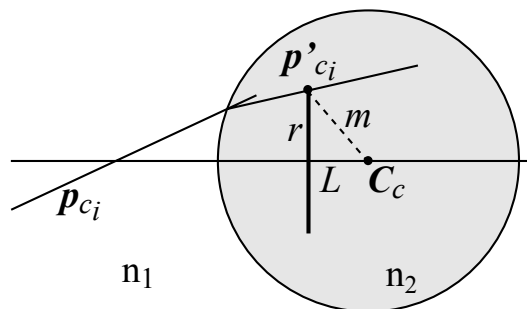


図6 瞳孔輪郭の推定

u_0 を求める。

3.2 眼球位置の推定

次に、算出されたプルキニ工像から、3次元世界座標系における眼球位置を算出する。カメラはあらかじめ Thai のカメラキャリブレーションアルゴリズム [10] 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。

また、カメラのフォーカスが最も合った位置におけるフォーカス値を用いて、カメラからプルキニ工像までの距離を算出する。すると、カメラの内部パラメータおよび外部パラメータから、世界座標系におけるプルキニ工像の位置ベクトル u が得られる。同様に、瞳孔輪郭上のサンプリング点について、世界座標系における位置ベクトル p_1, \dots, p_n を求める。

3.3 仮想視線の算出

次に、眼球計上モデルを用いて世界座標系における瞳孔輪郭およびプルキニ工像から仮想視線を算出する。外界から観察した瞳孔輪郭は、角膜表面において屈折が生じるため、真の角膜輪郭に対してずれた位置にある。そこで、仮想視線の算出においては、屈折補正をおこなっている。

なお、眼球形状モデルでは、眼球形状に関する定数として

- 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。これらは本来個人差があるが、視線測定用に設置したカメラで撮影した眼球像からこれらを直接測定することは困難であるため、ここでは定数としている。

まず、プルキニ工像から、角膜曲率中心を求める。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。

$$c = u + C \frac{u}{\|u\|}. \quad (1)$$

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

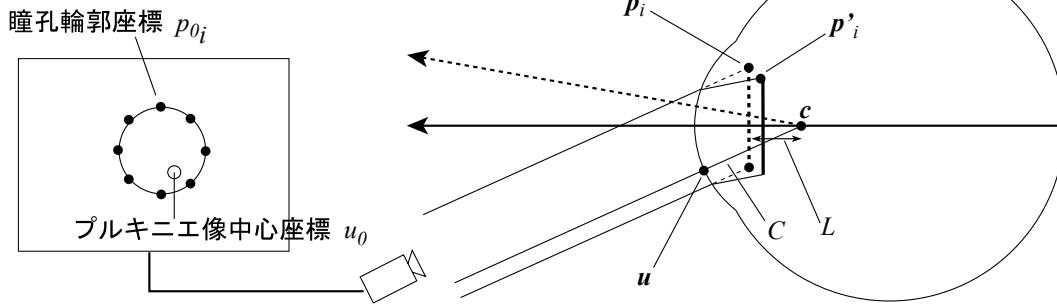


図4 眼球形状モデル .

次に，瞳孔輪郭の位置ベクトル p_i から，真の瞳孔輪郭 p'_i を推定するここでは，カメラ座標系を用いる．また，空気の屈折率を n_1 ，房水の屈折率を n_2 と定める．

図6において，カメラ座標系における角膜曲率中心を C_c ，カメラから瞳孔輪郭 i へのベクトルを p_{c_i} と置く． p_{c_i} は世界座標系における瞳孔輪郭の位置ベクトル p_i をカメラ座標系に変換したものである．

このとき，瞳孔半径 r を与えると，角膜曲率中心 c_c から瞳孔輪郭までの距離 m が， $m = \sqrt{L^2 + r^2}$ であるため， c_c ， m ， n_1 ， n_2 および p_{c_i} から光線追跡の手法で屈折補正後の瞳孔輪郭位置 p'_{c_i} を求めることができる（算出法の詳細については [7] を参照）． p'_{c_i} を再び世界座標系に変換すると，世界座標系における瞳孔輪郭 p_{c_i} が得られる．

以上の手順で，瞳孔輪郭の各点に対して屈折補正後の輪郭を算出する．最後に，屈折補正後の瞳孔輪郭集合から瞳孔中心を求め，角膜曲率中心および瞳孔中心を結んだ直線を仮想視線ベクトルと定める．このようにして求められた仮想視線ベクトル v および角膜曲率中心 c から，仮想視線が得られる．

3.4 個人キャリブレーション

得られた仮想視線には，眼球中心に対する中心窩のずれ，眼鏡ウ灰鵞織 肇レンズにおける屈折などが誤差として含まれる．そこで個人キャリブレーションをおこない，仮想視線ベクトル v の補正をおこなう．角膜曲率中心 c については特に補正をおこなわない．

まず，視線ベクトル v を極座標系における斉次ベクトルに変換する．

$$v \rightarrow v_\theta = \begin{pmatrix} l \\ \theta \\ \phi \\ 1 \end{pmatrix}. \quad (2)$$

次に個人キャリブレーション行列を， 4×4 の斉次行列

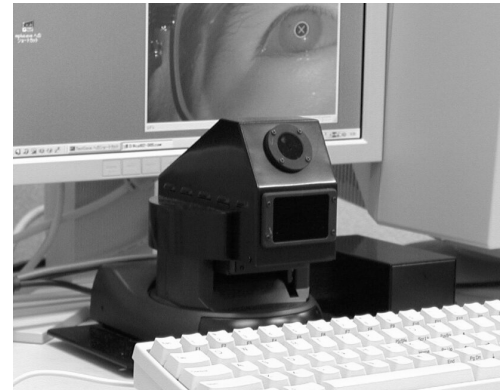


図7 視線測定システム FreeGaze

W で表す．

$$W = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & w_1 & 0 & w_2 \\ 0 & 0 & w_3 & w_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}. \quad (3)$$

ここで未知変数は w_1, \dots, w_4 の4個であり，スクリーン上の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2乗最小となる W を求めれば良い．この場合，ユーザがマウ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，精度の向上が期待できる． W を算出後は，極座標系における個人キャリブレーション後の視線ベクトル v'_θ が

$$v'_\theta = W v_\theta, \quad (4)$$

として得られる．これを直交座標系に変換する．

$$v'_\theta \rightarrow v'. \quad (5)$$

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

4 試作システム FreeGaze

図7に，提案手法に基づき試作した視線測定システム FreeGaze を示す．FreeGaze は近赤外線 LED および

NTSC カメラを備えたカメラユニット，および制御用の PC から構成されている．FreeGaze のサンプリングレートは 30Hz あるいは 60Hz 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
- 瞳孔面積
- ブルキニエ像面積

が得られる．なお，60Hz の場合は画像の even フレームおよび odd フレームについて別個に画像処理をおこない，視線を検出している．その結果，縦方向の分解能は低下するが時間分解能が向上するので，用途に応じて使い分けることが可能である．

PC は CPU に PentiumIII 966MHz，OS として Windows2000 を搭載しており，視線検出およびカメラのフォーカス制御等をおこなう．撮影した像はフレームグラバ Matrox Meteor II で 640×480 ドット，256 階調のグレイメージでキャプチャされる．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 の光量制御などをおこなう．

ディスプレイには 18 インチ液晶ディスプレイ NANA FlexScan L675(解像度 1280×1024 ，画面サイズは縦 289mm ，横 358mm) 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．

カメラの撮影範囲は，カメラから 60cm 程度離れた状態で 4cm 四方程度である．カメラ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．

なお，試作システムでは，個人パラメータとして文献 [11] を参考に，

- 角膜の曲率半径 $C = 7.7\text{mm}$
- 角膜曲率中心から瞳孔中心までの距離 $L = 4.5\text{mm}$ を与えている．また，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．

5 評価

提案手法の有効性を確認するため，試作システムを用いた評価実験をおこなった．

5.1 評価実験

実験条件 測定精度評価実験は，頭部を固定した場合(頭部固定条件)および自由にした場合(頭部自由条件)において，個人キャリブレーションのマーカ数を変

表 1 頭部固定条件および頭部自由条件における平均視線測定精度．

頭部固定条件		頭部移動条件	
X 座標 [deg]	Y 座標	X 座標	Y 座標
0.45	0.64	0.45	0.59

表 2 頭部固定条件における，眼鏡，裸眼，ハードコンタクトレンズ利用者別の測定精度

(a). X 座標

種類	人数	2 点 [deg]	4 点	20 点
眼鏡	6	0.45	0.37	0.40
裸眼	2	0.33	0.50	0.46
ハード	1	0.85	1.01	0.41

(b). Y 座標

種類	人数	2 点 [deg]	4 点	20 点
眼鏡	6	0.45	0.37	0.40
裸眼	2	0.33	0.50	0.46
ハード	1	0.85	1.01	0.41

化させて (2 点，4 点，20 点) おこなった．なお，被験者の眼球位置からディスプレイまでの距離は 600mm 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，2 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．

被験者 実験参加者は研究者および学生 9 名であった．学生には実験の参加に対して謝礼が支払われた．頭部固定条件に参加した被験者は 9 名 (眼鏡 6 名，裸眼 2 名，ハードコンタクト 1 名)，頭部自由条件に参加した被験者は 6 名 (眼鏡 5 名，裸眼 1 名) である．

実験手順 まず，実験条件で定めた個数のマーカを用いて個人キャリブレーションをおこなった．実験手順は以下の通りである．

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

個人キャリブレーションには，マーカ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，今度は精度確認のために 9 点のマーカ (縦 3 個，横 3 個の格子状に配置) 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位置との差から測定精度が算出された．なお，頭部固定条

件の被験者については、顎台を利用して頭部の固定をおこなった。いずれの被験者も利き目が右目であったため、視線測定には右目を用いた。

5.2 実験結果

表1に実験結果を示す。頭部固定条件と頭部自由条件で測定誤差に大きな差は見られず、X座標で0.45[deg]、Y座標で0.60[deg]程度であった。また、個人キャリブレーションに利用したマーカの個数と測定精度の関係を調べたところ、マーカ数が増加しても必ずしも測定精度の向上にはつながらず、2点で十分であるという結果が得られた。

一般に視線を測定する場合、ユーザが眼鏡やコンタクトレンズを装着していると、測定不能になる場合や精度が低下する場合がある。そこで頭部固定条件において、裸眼、眼鏡、およびハードコンタクトレンズの被験者別に平均測定精度を求めた(表2)。その結果、裸眼と眼鏡装着者では精度に顕著な差はなかった。一方、ハードコンタクトレンズ装着者は他の被験者に比べて測定精度が低く、1.0度程度になる場合があった。

5.3 考察

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600mmの条件で、視野角0.5度程度であった。これは画面上に5.2mmに相当する。これは実験条件において画面上18.6画素に相当する。この精度は従来の手法と同程度であり、個人キャリブレーションが従来に比べて大幅に簡略化されていることを考えると、良好な結果である。

なお、個人キャリブレーションで得られた個人パラメータは、ファイル等に記録しておくことで、再利用可能である。そのため個人用に一度キャリブレーションをおこなえば、次からはそのデータを呼び出すだけで視線測定が可能であり、ほとんどキャリブレーションを意識する必要がない。これは視線測定システムの可能性を大きく広げるものであり、日常的にコンピュータを利用しながら視線測定をおこない、作業を支援することなどに利用可能である。

6 まとめと今後の課題

本稿では、簡単なキャリブレーションのみで視線測定が可能な視線測定法および試作システムFreeGazeについて述べた。現在の眼球モデルでは中心窩のずれ、角膜表面の非球面性などがモデルに組み込まれていない。今後はこれらを組み込んだ、より精緻なモデルの構築をおこない、測定精度のさらなる向上を目指す予定である。また、試作したシステムはカメラ方向が固定であるため、ユーザの頭部位置に関する制約が大きい。そこで眼球位置を別途測定し、カメラが眼球を追尾するようにシステムの拡張を進めている。

参考文献

- [1] Hansen, J. P., Anderson, A. W. and Roed, P.: Eye-Gaze Control of Multimedia Systems, *Symbiosis of Human and Artifact* (Anzai, Y., Ogawa, K. and Mori, H.(eds.)), Vol. 20A, Elsevier Science, pp. 37-42 (1995).
- [2] Jacob, R. J. K., Leggett, J. J., Myers, B. A. and R.Pausch: Interaction Styles and Input/output Devices, *Behaviour and Information Technology*, Vol. 12, pp. 69-79 (1993).
- [3] 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).
- [4] 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).
- [5] 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)), 近代科学社, pp. 137-146 (2000).
- [6] 大野健彦: 視線インタフェースから視線コミュニケーションへ - 視線のある環境を目指して -, 情報研報 2001-HI-93, pp. 171-178 (2000).
- [7] Ohno, T., Mukawa, N. and Yoshikawa, A.: FreeGaze: A Gaze Tracking System for Everyday Gaze Interaction, *Proceedings of Eye Tracking Research & Application (ETRA2002)*, pp. 125-132 (2002).
- [8] Shih, S.-W., Wu, Y.-T. and Liu, J.: A Calibration-Free Gaze Tracking Technique, *Proceedings of the International Conference on Pattern Recognition*, pp. 201-204 (2000).
- [9] 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).
- [10] 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).
- [11] 魚里博: ヒトの目に特有な光学, *O plus E*, Vol. 22, No. 4, pp. 418-430 (2000).
- [12] Zhai, S., Morimoto, C. and Ihde, S.: Manual and Gaze Input Cascaded (MAGIC) Pointing, *Proceedings of CHI 99 Conference on Human Factors in Computing Systems*, ACM Press, pp. 246-253 (1999).