

# マルチモーダルインタフェース実現に向けた注視点のリアルタイム計測法

宮川 道夫<sup>†</sup>      小林 康之<sup>††</sup>      鳥羽 啓<sup>†††</sup>      石井 望<sup>†</sup>

A Method for Real-Time Detection of Gazing Point Developed for a Multi-Modal Interface

Michio MIYAKAWA<sup>†</sup>, Yasuyuki KOBAYASHI<sup>††</sup>, Akira TOBA<sup>†††</sup>, and Nozomu ISHII<sup>†</sup>

あらまし 注視位置情報を利用したヒトとコンピュータとの円滑な情報伝達を目的とし、無拘束で自由な体の動きを許容した注視点検出手法を開発した。PSDカメラにより眼球回転中心を、またCCDカメラにより角膜の曲率中心をステレオ計測し、ビデオ信号処理と推定演算により注視点を求める。無拘束状態で注視点を検出するため、カメラと眼球間の距離に応じて眼球反射光が広がりをもち輝度値も低下する。検出精度が低下しないよう、AGC回路や輝点の中心座標を算出するパルス中心位置計測回路を備え、精度の高い注視点検出を可能としている。また、コンピュータ使用時の頭部変動量をPSDカメラで測定・評価し、頭部の最大移動量を算出した。その結果、コンピュータ使用時の頭部変動は本システムの計測範囲内に収まることを確認した。

キーワード 注視点検出、無拘束、ビデオ信号処理、CCDカメラ、PSDカメラ

## 1. ま え が き

ヒト-コンピュータ間通信の中でも、コンピュータからヒトの側への通信はGUI (Graphical User Interface) の技術進歩や、それを可能とする生物の優れた視覚情報処理系の働きにより十分とはいえないもののかなりの改善を見てきた。これに対しヒトからコンピュータへの通信は現在でもキーボードやマウスが主体であり、半導体素子の処理速度向上と好対照をなしている。その意味で、ヒトの意志をコンピュータに伝えるこの通信は最も技術革新が必要とされる部分である。

眼を出力装置として利用し、人間の注視位置情報をコンピュータに認識させる方法は、マルチモーダルインタフェースの基本的な技術要素であり、注視点という情報をリアルタイムでコンピュータ側に伝達し、スイッチなどを併用することによってヒトの意志をコンピュータに効率良く伝えることが可能である。例えば、データベース検索など、情報の探索専用にも利用することも効果的である。完全な自由度は幾分阻害され

るが、用途を絞れば現状でも効率の良い情報伝達が可能である。

ヒトの感覚器の中で最大の情報受信能力を有する視覚系の「見る」という機能をマルチモーダルインタフェースの1要素として利用する本研究では、簡便性、汎用性、リアルタイム性などの特徴を備えることによって一般的なコンピュータ利用環境の中で誰でもが普通に利用できるコンピュータの新しい注視入力手法を開発することが研究の目標である。本論文では、ピンホールカメラ法[1]に基づくCCDカメラのステレオ計測から角膜曲率中心を、またPSD (Position Sensitive Detector)カメラのステレオ計測から眼球回転中心を求め、これにより、無拘束、リアルタイムでの連続注視点検出を可能とする手法について述べる。

これまでも視線入力や眼球運動計測を目的として様々な注視点計測手法が開発されてきた。代表的な手法にはEOGやサーチコイルを用いた計測法[2], [3], アイカメラによる計測法[4], [5], 眼球反射光の光学計測による方法[6] ~ [9], 更には光学計測と画像処理を組み合わせた計測方法[10] ~ [16]等がある。これらの手法は高精度の注視点検出が可能であったり、極めて低廉なコストで測定が可能であるなど、それぞれに特徴を有している。しかし、本研究のように、汎用的なコンピュータへの入力手法として利用する場合にはいく

<sup>†</sup> 新潟大学工学部福祉人間工学科, 新潟市

Department of Biocybernetics, Faculty of Engineering, Niigata University, 8050 Ikarashi 2, Niigata-shi, 950-2181 Japan

<sup>††</sup> フクダ電子株式会社, 東京都

Fukuda Denshi Co. Ltd., 39-4 Hongo 3-chome, Bunkyo-ku, Tokyo, 112-0000 Japan

<sup>†††</sup> 鉄道情報システム株式会社, 国分寺市

Railway Information Systems Co., Ltd., Kokubunji-shi, 185-8510 Japan

つかの問題点もある。すなわち、被験者がセンサ等のデバイスを装着する必要があったり、頭部の自由な動きが制約されること、視野が狭くなるため被験者に精神的、肉体的な負担を与えること、更には極めて高価であること、一部には眼球を傷つける危険性のある方法もあること等の問題である。

以上のような認識のもと、通常のコンピュータ利用環境におけるマン・マシンインタフェースとして、本研究では以下の4条件を満たす新しい注視点計測法の検討を行った[17], [18]。

- (1) 音声統合利用を想定したヘッドセットの装着を除き、センサ装着などで被験者を拘束しないこと。
- (2) 自由な体の動きを許容すること。
- (3) 画像処理技術によらないこと。
- (4) リアルタイムでの連続計測が可能であること。

以上のような条件を満足し、通常のコンピュータシステムに容易に取り入れられることなどがインタフェースとしての注視情報獲得法にも求められる一般的な要件である。これらの条件を満たすため、本研究では眼球や頭部の3次元位置計測は、それぞれ1対のCCDカメラやPSDカメラのビデオ信号中に重畳されるLED光、あるいはその眼球反射光が作る輝点の位置をリアルタイムで計測することにより実現した。画像処理による位置計測と比較し、一般的にはコンピュータに対する計算負荷、コスト、リアルタイム性などの点で有利である。角膜と強膜の曲率半径の違いを利用して眼球の反射光計測だけから注視方向を同定する手法[6]～[9], [17]はより簡単なハードウェア構成で測定が可能であるが、強膜の不整などの影響を受け一般に誤差が大きくなる問題がある[17]。

ヒトの眼球を対象として測定精度を評価した結果、試作した計測システムでは平均20 mm 弱の誤差で、無拘束・リアルタイムの注視点検出が可能であった。これは角度換算で約 $1.4^{\circ}$ の誤差に該当し、経済性の高い簡単なシステムで計測を行う本計測法によっても注視点をかなり正確に検出できることが明らかとなった。既にこれまでも自由な体の動きを許容したコンピュータへの入力手法という枠組みの中で注視点検出法の研究が行われてきた[4], [5], [13], [19] 本研究では、障害者専用ではなく、むしろ低コストで高精度を実現することによって、汎用的なコンピュータの新たな入力デバイス開発を目指している。

更に、コンピュータ使用時にヒトの頭部動揺がどの程度の範囲に及ぶか簡単な評価実験を行い、通常の頭

部移動量がこの注視点計測法の許容する範囲内に収まることを確認した。この事実は、眼球反射光と頭部位置計測を基本とする本計測法が一般的なコンピュータ利用環境における新たな入力デバイスとして利用できる可能性を示唆している。

以下、2.では校正法を含む注視点の計測方法について説明し、3.では角膜曲率中心と頭部位置の3次元計測を行う具体的な装置の構成について述べる。その上で、4.では眼球モデルとヒト眼球での実際の測定精度について報告、両者の対比を行う。また、コンピュータ操作時の頭部移動量についても報告する。5.では、以上の結果を踏まえ、本計測法の意義、能力、改善点、実用可能性について議論し、6.での結論を導く。

## 2. 注視点の計測方法

### 2.1 視線方向の決定法

図1のように眼球が中心と半径の異なる大小二つの球の組合せからなると仮定し、角膜曲率中心と眼球回転中心を結んだ直線の方法を視線方向と定義する。この直線がモニタ平面と交わる点が注視点である。実際の視線方向が光軸に対してわずかな角度を有しているのはよく知られており、厳密さには欠けるが、この影響は校正により吸収できる。したがって本研究においては角膜曲率中心と眼球回転中心を計測し、上記のとおり注視方向を決定する。なお、本研究の実験では特に不都合がない限り被験者の左目を用いて角膜曲率中心の計測を行った。

### 2.2 角膜曲率中心の計測法

角膜曲率中心はピンホールカメラ法[1]により計測する。測定原理は、レンズ中心を通り球に対して垂直に

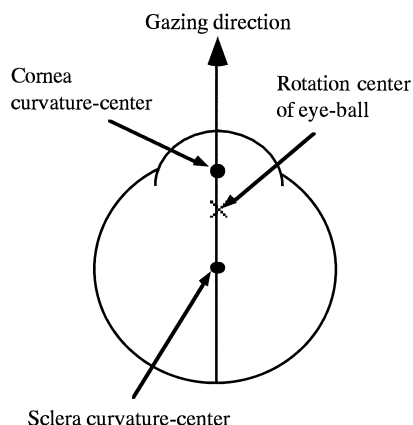


図1 視線方向の決定法

Fig. 1 Determination of gaze direction.

入射した光のみが球で反射され再びレンズ中心を通る”という事実に基づく．実際の測定では図2のようにハーフミラーを用いてレンズ中心に光源を設定する．波長850 nmの近赤外LEDをパルス点灯させ，ハーフミラーで反射させてヒト顔面に照射する．この近赤外光のうち角膜に垂直に入射した光のみが光軸に沿って光源方向に反射され，CCDカメラのスクリーン上の輝点としてとらえられる．入射光経路の延長線上に角膜曲率中心が存在するため，2台のCCDカメラで2本の入射光経路を求めれば，その2直線の交点として角膜曲率中心の座標が求められる．

### 2.3 眼球回転中心の計測法

眼球回転中心は直接測定できないので，眼球回転中心を頭部に対する不動点と仮定し，頭部モデルとCCD及びPSDカメラによる眼球反射光及び頭部位置の3次元計測データからその位置を推定する．ここで“頭部モデル”とは頭部位置を代表する4個のLEDと眼球回転中心の座標位置を対応づけるモデルのことである．ヘッドセット上の4個のLEDはあらかじめ3次元位置測定器（ディジタイザ）[20]でその相対位置が測定されている．したがって頭部座標系 $\Sigma_h$ における座標値は既知であり，変化しない．頭部に装着したヘッドセットに固定されたこの4個のLEDを順次パルス点灯させ，その3次元位置を2台のPSDカメラによりステレオ計測する．CCDカメラによる角膜曲率中心のステレオ計測を同時に行うことにより，4個のLEDと一定の位置関係にある眼球回転中心が推定できる．推定の方法と

手順は次のとおりである．

#### 2.3.1 頭部座標系における眼球回転中心の決定

最初，各被験者の眼球回転中心と頭部LEDの位置関係を決定する校正操作が必要となる．ここで，ワールド座標系 $\Sigma_w$ と頭部座標系 $\Sigma_h$ を定義し，測定対象を含む測定系全体の各座標点に図3のような名前を付ける．添字括弧内の記号 $w, h$ はそれぞれの位置がワールド座標系，または頭部座標系における値で記されていることを示す．頭部座標の基準となる4個のLED位置を特に $HM_j(h)$  ( $j=1\sim 4$ )と表す．この $HM_j(h)$ は設計値から決まり，本研究では3次元ディジタイザにより実測された値を用いている．同じLEDの座標でも，頭部座標系 $\Sigma_h$ 上で推定される座標値に対しては一般的な表記に従い添字 $h$ を付け，例えば， $L_j(h)$ のように表記する．

まず，ヘッドセットを装着した被験者にモニタ画面上に提示した複数個の指標 $M_i(w)$ を順次注視させ，その時々々の角膜曲率中心 $C_i(w)$ を2台のCCDカメラでステレオ計測するとともに，ヘッドセット上の4個のLED，すなわち $L_j(w)$  ( $j=1\sim 4$ )をPSDカメラでステレオ計測する．本研究で提示した注視指標の数は5である．これらの $M_i(w)$ と $C_i(w)$ とを結び複数の直線の交点が眼球回転中心 $E(w)$ であるが，実際の物理モデルと対比して眼球回転中心の座標を知る，つまり校正を行うため， $E(w)$ を頭部座標系の値 $E(h)$ に変換する必要がある．

今，4個のLEDの $\Sigma_w$ と $\Sigma_h$ における位置ベクトルをそれぞれ $L_j(w)$  ( $j=1\sim 4$ )及び $L_j(h)$  ( $j=1\sim 4$ )とすると，その座標変換は一般に，

$$L_j(h) = RL_j(w) + T \quad (1)$$

のように表せる．右辺第1項の係数である $3 \times 3$ 行列は回転変換行列 $R$ ，第2項は並進移動ベクトル $T$ であ

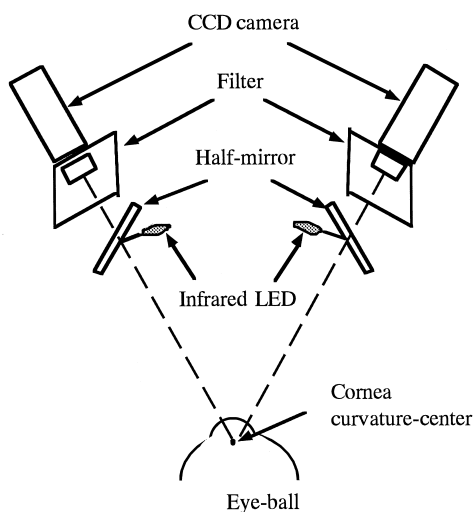


図2 角膜曲率中心の計測法  
Fig. 2 Measuring method of cornea curvature center.

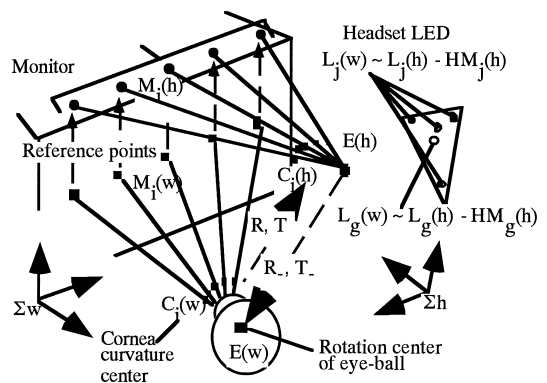


図3 眼球回転中心の計測法  
Fig. 3 Measuring method of eye-ball rotation center.

る．このRとTがわかればワールド座標系における任意の座標  $(x_{j_w}, y_{j_w}, z_{j_w})$  を頭部座標系の対応する値である  $(x_{j_h}, y_{j_h}, z_{j_h})$  に変換できる．本研究ではヘッドセット上の4個のLED座標の設計値と実測値ができるだけよく一致するように, K. S. Arunらによって提案された特異値分解を用いた最小2乗法[21]を利用して, 以下のよう手順でRとTを決定した．

$\Sigma_w$  においてステレオ計測された4個のLEDの座標を  $L_j(w)$  ( $j=1\sim4$ ) , 計算により求められたその重心を  $L_g(w)$  とする．また設計値であるが, 確実性を増すため実際には3次元ディジタルで実測された  $\Sigma_h$  におけるそれらの座標を  $HM_j(h)$  ( $j=1\sim4$ ) , 計算により求められるその重心を  $HM_g(h)$  とする．両座標系において, 各LEDの重心に対する相対位置を位置ベクトル  $\Delta D_{jw} = L_j(w) - L_g(w)$  ( $j=1\sim4$ ) , 及び  $\Delta D_{jh} = HM_j(h) - HM_g(h)$  ( $j=1\sim4$ ) とするとき,

$$J[R] = \sum_{j=1}^4 \left\| \Delta D_{jh} - R \Delta D_{jw} \right\|^2 \quad (2)$$

を最小化するような回転行列Rを求め, 次に

$$T = HM_g(h) - R L_g(w) \quad (3)$$

により並進移動ベクトルTを求める．これがK. S. Arunらにより提案された座標変換法の基本的なアルゴリズムである．

式(2)と式(3)よりRとTが定まると, 式(1)を用いて  $\Sigma_w$  で実測された  $M_i(w)$  と  $C_i(w)$  の値を  $\Sigma_h$  の値  $M_i(h)$  と  $C_i(h)$  に変換できる．本研究では, 5組の  $M_i(h)$  と  $C_i(h)$  ( $i=1\sim5$ ) を通る直線の交点の座標の平均値を眼球回転中心  $E(h)$  とした．以上のような手続きにより視線方向を検出するための位置校正が終了する．

### 2.3.2 注視点の計測

キャリブレーションが完了すれば, 次のような手順で  $\Sigma_w$  における眼球回転中心  $E(w)$  を求めることにより実際の注視点が計測される．まず, 頭部は自由に動くことを前提としているから, 新たな時刻, つまり新たな位置において  $L_j'(w)$  ( $j=1\sim4$ ) を測定し, 前記のキャリブレーションと同様な操作でその時点での座標変換マトリックスRとTを求める．次に, 求めたRとTを式(1)に適用して  $L_j'(w)$  を  $L_j'(h)$  ( $j=1\sim4$ ) に変換し, その重心  $L_g'(h)$  を計算する．ここまでの操作によって, この時点における眼球回転中心の座標が  $\Sigma_h$  で特定される．次に, この  $L_j'(h)$  ( $j=1\sim4$ ) と  $L_g'(h)$  及び再度計測された  $L_j''(w)$  ( $j=1\sim4$ ) と重心  $L_g''(w)$  から,  $E(h)$  を  $E(w)$  に変換する逆変換マトリックス  $R_-$  とベクトル  $T_-$  が求め

られる．すなわち,

$$L_j(w) = R_- L_j(h) + T_- \quad (4)$$

この  $R_-$  と  $T_-$  を用い,  $\Sigma_w$  における眼球回転中心  $E(w)$  が求められる．次に,  $E(w)$  とその時点における角膜曲率中心  $C_i(w)$  を結ぶ直線がモニタ画面と交わる点を求めれば, それが注視点である．実際には, この測定を数回繰り返し, 平均値を指示することによって安定した座標位置を得る．

### 2.4 計測システムの校正法

本研究では角膜曲率中心の計測には2台のCCDカメラを, また眼球回転中心の3次元計測には2台のPSDカメラを用いている．光学系のひずみやセンサ及び光学系の取り付け誤差などのひずみだけが事実上の誤差要因となるCCDカメラに比べ, PSDカメラには検出回路の非線形性という特殊な誤差要因もある．本研究で使用了PSDカメラシステムでこの非線形誤差はカメラシステム全体として最初から校正されており, 実質的にCCDカメラと大差ないひずみの性質をもっていると想定される．しかし, 本研究ではこの線形, 非線形のひずみをそれぞれ座標変換と考え, キャリブレーションによるひずみ補正を行った．この校正法と精度評価については類似のシステムについて報告した[22]が, 概要は以下のとおりである．

本システムでは, センサや光学系の取り付け誤差で代表される線形ひずみのほか, 一般に非線形として扱われる光学系のひずみやPSDカメラで生じるセンサ・光学系の樽状ひずみを考える．次に, これらのひずみ全体を5次の多項式で記述可能な一つの変換と考え, 2次元のカメラ座標  $(x_c, y_c)$  がカメラ出力  $(V_x, V_y)$  の5次の多項式で記述されるようなカメラモデルの方程式を得る．したがって, このモデルのパラメータには5次の多項式の係数である内部パラメータと, 座標位置及び回転角などの外部パラメータが含まれる．本研究では, 位置関係が既知で, 多数個のLEDからなるキャリブレーション用光源を用いて, 実際の光源の座標と測定値の差が最小となるよう, 最小2乗法によりこれらのパラメータを決定する[22]．実際の校正では, CCDカメラの場合, カメラの光軸と垂直な平面の縦方向に12.5 mmの間隔で配置された近赤外LED 5個を横方向に12.5 mm間隔の5点, それと垂直な方向, つまり光軸上をカメラから遠ざかる方向に10 mm間隔の5点, それぞれ機械走査して合計125点で測定を行い, その測定データから校正データを得た．PSDカメラについ

てはより広い測定領域に対処する必要上、光源配置間隔をそれぞれ、縦方向 25 mm、横方向 25 mm、垂直方向 20 mm として、全体で 125 点の測定データを得て同様な校正を行った。

### 3. 実験装置

本研究の目標とする注視システムはコンピュータの汎用インタフェースとしての利用を想定しており、低コストでリアルタイム動作という条件は必須である。このため、本研究では CCD カメラによる輝点位置計測をハードウェア化されたビデオ信号処理のみにより実行する。試作した注視点計測システムのブロック図を図 4 に示す。回路としては、角膜曲率中心計測のための輝点位置計測回路、PSD カメラを用いた眼球回転中心位置計測のための頭部位置計測回路、及びハーフミラー脇とヘッドセットに装着した LED をパルス点灯させる順次点灯回路の 3 回路から構成される。

眼球回転中心の測定では、前記注視点計測アルゴリズムに記したとおり PSD カメラによる 2 度のヘッドセット LED 位置計測が必要とされる。実験に使用した内部クロック動作の市販 PSD カメラでは、ヘッドセットの LED を 1 回計測するのに 71 ms を要する。この PSD カメラで眼球回転中心を 1 回計測する（2 回 LED を計測する）のとはほぼ等しい時間内に、走査線情報から位置を特定する CCD カメラではほぼ 5 回（5 フレーム分の時間、167 ms）の角膜曲率中心位置計測が可能であ

る。したがって、PSD カメラによる 1 回の眼球回転中心位置計測と CCD カメラによる 5 回の角膜曲率中心位置計測を組み合わせ、後者だけ平滑化操作を行った場合、注視点の算出に約 190 ms 必要となる。システム全体として 1 秒間約 5 回の測定はそれほど遅くはないが、マウスで指標点を動かし、それを目で追跡する実験等では、注視点の動きのぎこちなさも認められる。なお、頭部位置は PSD カメラでステレオ計測されるが、PSD カメラの特性から常に輝点の重心位置が計測されるため、移動に対する誤差を極小化する意味で都合がよい。

#### 3.1 輝点位置計測回路

輝点位置計測回路は CCD カメラのビデオ信号に含まれる走査線情報を利用し、走査線、及び同期信号によりトリガされたパルス発信器からの出力パルスを数えることにより、角膜反射光位置  $C_i(w)$  を計測する回路である。図 4 に示すように、CCD カメラから取り込んだビデオ信号を直流再生増幅し、AGC 回路でビデオ信号に重畳されている輝点信号の振幅がコンパレータのしきい値以上となるよう制御する。次にこの輝点信号の CRT 上における 2 次元位置を 2 台のカウンタを用いて算出する。すなわち輝点の縦方向位置は、垂直同期信号をカウントすることにより、また横方向位置は、水平同期信号と同期発振させた 66 MHz パルスジェネレータのパルス出力数をカウントすることにより求める。したがって、ビデオ速度での計測が可能である。

CCD カメラには明るさ 1.4、焦点距離 11.5 ~ 69 mm

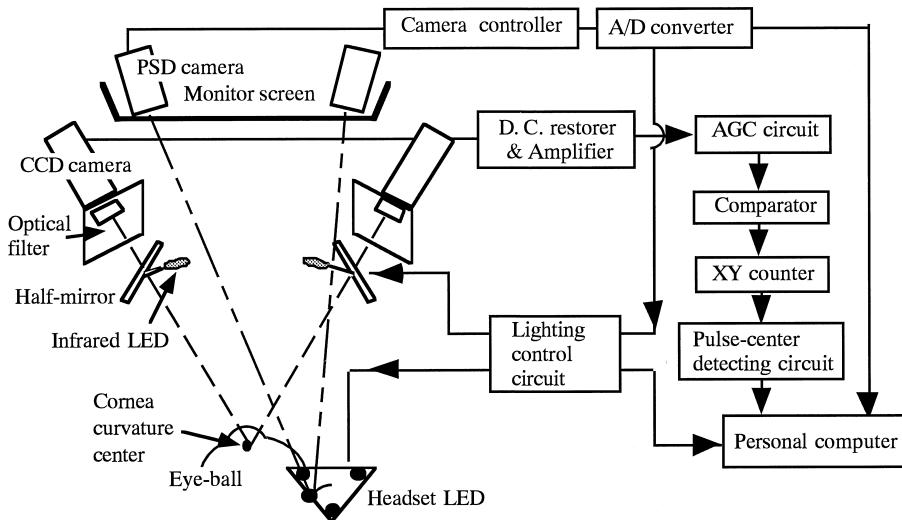


図 4 注視点計測システムブロック図

Fig. 4 Block diagram of gazing point detection circuit.

のキヤノンテレビ用ズームレンズと780 nm以下を遮断する可視光遮断フィルタが取り付けられている。ズームレンズの測定範囲は頭部の移動範囲を極力広くとりながらも必要な精度を確保するため、約27 mmに固定している。なお、両カメラは被写界深度を深くするため、絞りを11とした。有効撮影範囲はPSDカメラが横23.4 mm、縦18.3 mm、CCDカメラが横13.5 mm、縦10.7 mmであり、後者の実効的被写界深度は80 mm以上である。

カメラと眼球間の距離変動により角膜反射光がぼけて広がりをもった場合でも、その正確な輝点位置を計測可能とするため、輝点位置計測回路にはパルス中心位置計測回路が組み込まれている[18]。この回路により、頭部の自由な運動が許容される。つまり、頭部の3次元的な移動により、カメラと眼球間の距離が変動して角膜反射光がぼやけた場合、図5に示すように角膜反射光は数本の走査線にまたがる。このとき、ビデオ信号に重畳された輝点信号が初めて現れる走査線的位置や、水平軸に沿ったその立上り位置をもって注視点とすると、わずかではあるが頭部移動による誤差が生じる。そこで、中心位置計測回路のY座標計測部では、反射光が覆った走査線の本数を数え、その1/2の値を最初に輝点信号が現れる走査線数に加えることによって中央位置を算出する。X座標に関しては輝点信号の立上りまでのパルス数を数えるカウンタのほかに、輝点信号の存在する間だけパルス数をカウントするもう1台のカウンタを用意しておき、後者のパルス数の1/2の値をはじめのカウンタの値に加えて輝点中心位置を算出する。このような工夫により、被験者の自由な体の動きにより反射光がぼけて広がりをもった場合でも、正確な角膜曲率中心位置が算出できる。これは被験者に自由な動きを保证するための重要な技術である。

### 3.2 頭部位置計測回路

使用した浜松ホトニクス社製のPSDカメラシステムC2399はひずみ補正された座標値を直接アナログ出力するコントローラを内蔵しており、本研究で自作した独自の電子回路は全くない。この回路では、ヘッドセットにマウントした4個のLEDを2台のPSDカメラでステレオ計測する。測定はPSDカメラにテレビジョン用標準レンズを取り付けて行った。このカメラのセンサヘッドには背景光除去回路が内蔵されており、測定用の近赤外光以外の波長の光を遮断する。応答速度に関してはCCDカメラのビデオ速度よりは遅く、LED点灯からカメラ出力が得られるまでに1回約71 msの計測

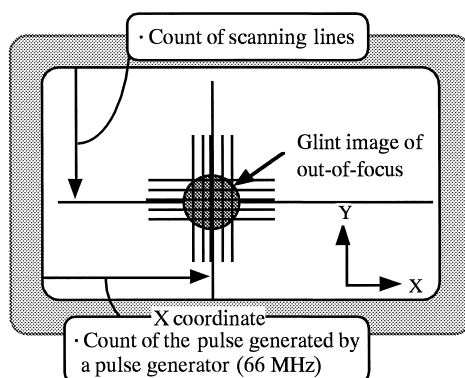


図5 パルス中心位置計測回路  
Fig. 5 Detecting circuit of the center of a pulse.

時間が必要となるが、これは主として内部クロックの設定によっている。なお、PSDカメラのアナログ出力はA-D変換ボードを介してパーソナルコンピュータに入力されるが、A-D変換ボードに内蔵されたパルス発生回路を用い、LED順次点灯回路とPSDカメラの同期を取っている。

### 3.3 LED順次点灯回路

本研究ではCCDカメラとPSDカメラにより計測が行われるため、両者に共通の近赤外LED光を点灯する時間と、それぞれのカメラにより計測を行う時間は互いに同期をとる必要が生じる。この制御を担当するのがLED順次点灯回路である。

## 4. 実験

### 4.1 眼球モデルによる性能評価

眼球のモデルとしてクロームメッキされた直径7.8 mmの金属球を使用し、試作した注視点計測システムの性能を以下のような方法で評価した。眼球モデルは、まずモニタ画面から800 mmの基準位置に置かれる。具体的には、水平面に置かれたXYステージ上に重ねて取り付けられた回転ステージの中心から6 mm離れた位置に固定されている。水平面内で注視方向を変える操作は5°刻みでこの回転ステージを回転させることにより模擬される。このとき、モニタに提示される注視指標の横方向間隔は、回転ステージ中心から見て5°の間隔となるように設定される。提示位置を変えるたびに回転テーブルも5°ずつ回転させて測定を行い、金属球モデルが指標を常に注視している状態を模擬する。

計測の方法は以下のとおりである。まず、①あらかじめ3次元座標が既知の校正位置に置かれた回転ステージを5°刻みで4回、次々と回転させ、各位置で角

膜曲率中心とヘッドセットに取り付けた4個のLED輝点位置を3次元計測し、カメラパラメータ測定などのキャリブレーション操作を行う。次に、②モニタ上に設定した指標5点を順次注視した場合を想定、眼球モデルの視線方向を前記の方法で次々と変化させながら、各点ごとに5回注視点計測を繰り返し、平均値を算出する。③XYステージを横方向、前後方向にそれぞれ-40 mmから40 mmまで20 mm間隔で移動させ、異なる眼球位置で同様な測定を繰り返し、各眼球位置での測定データを得る。なお、眼球モデルを載せたプレート上にはヒトの計測時、ヘッドセットに取り付ける頭部位置計測用LEDが同時にマウントされており、頭部位置の3次元位置計測もヒト眼球の場合と同様に行って注視点を求める。

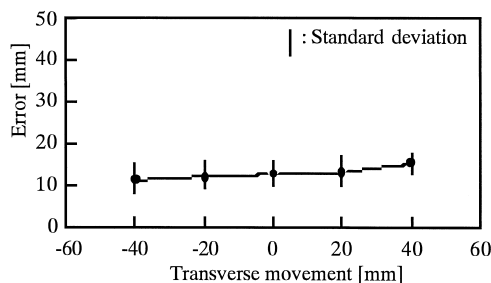
モニタと眼球(モデル)は800 mm離れているため、横方向、つまりモニタ画面の水平方向に眼球が移動した場合と上下方向に眼球が移動した場合とで、少なくとも金属球モデルの場合には、測定結果に差は生じない。したがって、眼球の水平方向と前後方向の動きに対する測定結果について説明すれば十分である。実際上も椅子に座って操作する場合、眼球の上下動は他の方向に比べて比較的小さく、また、移動した場合でも瞼が邪魔にならない状態では測定の困難さに変化は生じない。つまりモニタを見上げるような状態で座り、か

つ、カメラが眼球を見下ろすような高い位置に設置されていない限り、縦方向、つまりモニタ画面の垂直方向に沿った指標点の検出精度は、横方向と同等である。注視点検出精度は、モニタ上の注視指標と算出された注視点の距離の差で評価した。この値はモニタ画面との距離に依存するため角度換算の数値も併せて記述した。

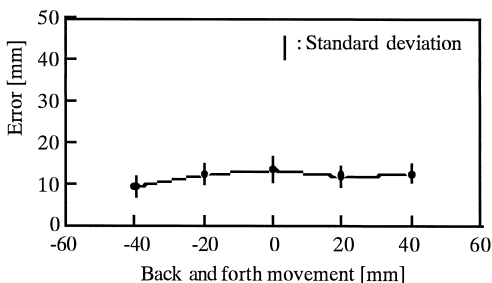
図6(a)に横方向、図6(b)に前後方向、それぞれの方向に眼球モデルを移動した場合の注視点測定結果を示す。5点の並進移動位置における平均誤差は、横方向、前後方向でそれぞれ13.2 mmと11.9 mm、標準偏差は6.1 mmと4.9 mmとなった。平均誤差を角度換算すれば横方向が $0.95^\circ$ 、前後方向が $0.85^\circ$ であり、モデル段階で従来のシステムと比較しても従来同様の高い計測精度が確認できた[11]。

#### 4.2 ヒトの眼球における注視点の検出

図7のようなカメラ配置で被験者に頭部計測用LEDがマウントされたヘッドセットを装着させ、無拘束状態で注視点検出実験を行った。ただし以下に示す実験結果は実際の使用状態とは異なり、眼球がモニタから800 mmの位置となるよう頭部を眼科用顎載せ台により3次的に固定して金属球モデルと同じ方法で測定



(a) Transverse direction



(b) Back and forth direction

図6 眼球モデルの場合の測定誤差  
Fig. 6 Measurement error in the eye model.

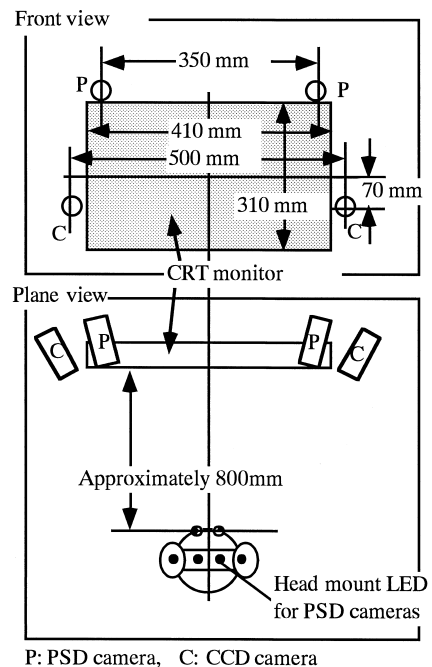


図7 実験装置の配置図

Fig. 7 Arrangement of experimental setup.

データを得た。ヒト眼球と金属球モデルの測定では、眼球形状と光学特性の完全性、及び頭部の動き、に関して差異が生じる。本実験では、ヒト眼球の測定でもあえて頭部を固定して後者の影響を排除、モデルと比較してヒト眼球では眼球光学特性の不完全性に由来してどの程度の誤差増加があるかを比較する。

図8にヒト眼球における注視点検出精度の測定結果を示す。眼球の高さ方向位置がモニタ画面を上下に2分する水平線より100 mm高く、かつ、右目がモニタ画面及び左右2台のCCDカメラの中央に位置するような位置の数点、すなわち、モニタ画面から距離500 mm、600 mm、700 mm、800 mmとなる位置になるよう顎載せ台の位置を調節し、それらの各点を中心として以下の測定を行った。図8に示す結果は距離800 mmの点における測定結果であり、得られたデータの中で分散が最大という意味で最悪のデータである。なお、本論文の範囲内ではすべてこの配置で計測を行っている。図8(a)が横方向に、図8(b)が前後方向に頭部(左目)を動かした場合の測定結果である。測定誤差は、横方向、つまりモニタの水平方向に沿った眼球の移動で平均19.2 mm、標準偏差9.9 mm、前後方向で平均19.9 mm、標準偏差9.8 mmであった。誤差を角度換算すれば平均値はそれぞれ1.37°と1.42°となる。ヒトの目の光学特性の不完全性、つまり、角膜等の非球面性、水晶体屈

折率の分布、各屈折面で決まる光軸の不一致、などが誤差要因となる。実際、図6(a)と図8(a)を比較してわかるとおり、頭部位置変動は同等と仮定すれば、ヒト眼球の場合、-40 mmと+40 mmにおける測定結果には3°弱の視角変化しかないのに図8ではめいりような誤差変化が観測される。ただし、この影響は個体差、年齢差が大きく、これを一般化することは現実的ではない。この眼球光学特性の不完全性や頭部位置計測における誤差、つまり、頭部の動きやヘッドセットLEDと頭部との位置ずれなどの影響を含めても測定誤差が上述の範囲内に収まることをもって、本計測手法の精度評価とする。

### 4.3 頭部変動解析

測定の分解能を考えれば広角レンズをカメラにマウントするわけにもいかないが、角膜反射光位置をCCDカメラでステレオ計測する必要上、本法では眼球反射光がカメラ視野内にあることが必要条件である。そこで、本計測法の実用性を検討するため、実際にコンピュータを使用する場合、ヒトの頭部がどの程度変動するか大まかな測定を行った。実験では被験者2人にワープロ操作を行わせ、ヘッドセットに装着したLEDの3次元位置をPSDカメラでステレオ計測し、頭部の3次元的最大移動距離を一定のサンプリング間隔で連続的に記録した。被験者Aには、意図的にディスプレイから視線を外す、また極端に体を動かすという動作も求め、被験者Bには、常にディスプレイを注視し、通常の仕事操作を行うよう求めた。測定時間は両者とも5分間で、この間に上記指定以外は自由な動作を保証し、44.8 msのサンプリング間隔で頭部の位置を連続計測し、そのデータを実験終了後に解析した。

表1に横方向、上下方向、前後方向の頭部の最大移動量を示す。カメラレンズのズーム倍率の設定等に依存して決まる本システムの計測可能範囲ではあるが、標準的な測定条件ではX、Y、Z方向いずれも80 mmである。したがって、被験者Bの注視点は常に計測可能である。つまりディスプレイに注目していれば、注視

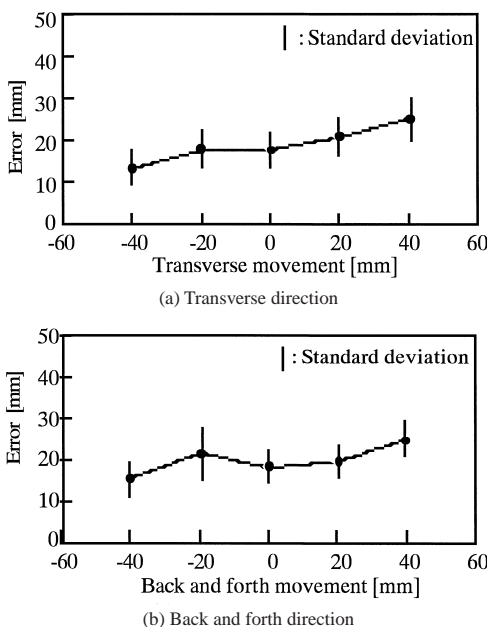


図8 ヒト眼球での測定誤差  
Fig. 8 Measurement error in human eyes.

表1 頭部の最大移動量  
Table 1 Maximum displacement of a head.

Direction Subject	Horizontal [mm]	Vertical [mm]	Back and forth [mm]
A	230.4	167.3	387.6
B	32.8	32.9	53.7

Unit[mm]

点はポインティングデバイスとして利用可能である。しかし被験者Aのように頭部を大幅に動かした場合には計測不能な時間も生じる。本実験の結果から見る限り、リラックスのための意図的な首振り動作などを除外すれば、頭部の任意の点は $\pm 40$  mmの立方体中にとどまると仮定しても、装置設計上、大きな間違いはないものと思われる。この範囲を大幅に外れる時間はほとんどの場合、おそらくコンピュータ操作に集中してはいない。

## 5. 検 討

センサ装着等で被験者を拘束しない、自由な体の動きを許容する、画像処理技術によらない、連続計測が可能であることなど、通常のコンピュータの入力デバイスとしての実用性に関する要求を満たす注視入力手法を開発した。測定精度という観点からはアイカメラを用いる従来法に、また、低コスト性という観点からはEOGやサーチコイルを用いる手法には及ばない可能性はある。しかし、キーボードを基準とする通常のコンピュータ利用環境の中に大きな経済的負担なく取り入れて活用できる注視入力手法として現実性があると考えられる。

ヒト眼球での実験結果で述べたとおり、図7の配置で角度換算した注視誤差の平均値として、水平方向 $1.37^\circ$ 、前後方向 $1.42^\circ$ の評価結果を得た。この結果は、眼球をモニタ画面及びそれと一体化された左右2台のCCDカメラの中央、高さが上下の中心線より100 mm高い点の水平延長線上で、水平距離が500 mmから800 mmまでの100 mm刻みの4点において誤差測定を行った結果、分散が最大値を示した距離800 mmの点の測定結果を代表例として示したものである。モニタ画面から水平距離にして500 mmから800 mmの距離で、左右2台のCCDカメラの間に眼球がある場合、この精度は保証される。筆者らの観測では、モニタ前面に座ったほとんどのコンピュータユーザの眼球は、モニタ画面からほぼ600 ~ 700 mmの距離にある。したがって、モニタ表面と眼球の距離は500 ~ 800 mm程度と考えて実際のシステム設計が可能と考えられる。ただし、この範囲内であっても連続的に眼球、つまり頭部を動かして注視点検出ができるわけではない。一度の校正によって測定が可能な頭部移動領域はズームレンズを使用する角膜反射光計測用CCDカメラの位置測定分解能・精度の確保のために制限されており、それが前後、左右、上下の各方向に80 mmという頭部移動範囲の値

となっている。

角膜の非球面性や屈折率の分布によるひずみが測定誤差に与える影響は無視できないが、一方で、個体差が大きい、カメラ-眼球間の距離が最小で、ステレオ計測のための2台のカメラ間隔が最大の場合、一般的にこの影響が最も大きく、逆のケースで最小と予想される。図7の配置で、モニタ画面と眼球の距離、及び2台のCCDカメラ間の距離がそれぞれ500 mmの場合、角膜上で両カメラの光軸がなす角の最大値は $53.1^\circ$ となるが、この範囲内での角膜位置の違いによる光学特性の不完全性に基づく誤差は、頭部位置計測誤差と共に上記測定誤差の中に平均的に含まれている。

本手法ではヒトを対象とする計測で平均誤差約20 mmの測定精度が確認できた。この誤差は視角換算で約 $1.4^\circ$ となる。この数値は従来の同様な手法と比較しても劣る数字ではない[14], [23]。実際にモニタ上で特定の位置を注視指示する場合には時々刻々の注視点画面に表示する必要があり、このとき、ヒトの側での注視位置微調節も不可避免に行われることを考えれば、平均20 mmという注視誤差が実用上の支障とはならない用途も数多く考えられる。何より、心理的にも肉体的にも拘束がなく、リアルタイムで計測できる点で実用性は高いといえる。

本研究で試作した計測システムはCCDカメラで角膜曲率中心を計測し、PSDカメラで眼球回転中心を計測する。このとき、CCDカメラの時間応答と比較してPSDカメラの内部クロック動作による時間応答が遅いことも注視点検出速度低下の原因となり得る。この間に体動があれば注視点計測アルゴリズムから明らかなとおり誤差も生じる。単にPSDカメラによる1回の測定時間がCCDカメラより遅いことによっても平均回数の減少によって、精度は影響を受ける。ただし、PSDカメラによるLED位置測定精度はほぼ同様な測定条件の先例から見ても誤差にして平均0.3 mm以下、最大でも0.9 mm程度と十分小さい[22]。その意味では平均点数が少ないPSDカメラが精度改善の障害になっているとはいえないが、PSDカメラをCCDカメラに変更し、眼球回転中心の測定値も何回分かの平均値をとることによってばらつきを低減し、注視方向の精度を増すことも考えられる。

眼球回転中心の計測をPSDカメラからCCDカメラに変更すれば、むしろコストは低下する。光源用LEDの波長帯を分け、2対のCCDカメラで角膜曲率中心と眼

球回転中心の計測を同時並列に実施することに技術的問題もない。体動の影響も結果的に小さくなるので誤差もむしろ小さくできる[18]。しかし本論文で採用したPSDカメラの利点もちろんある。このセンサが輝点の2次元座標値を直接出力するため座標算出処理回路が不要なこと、出力されるのは常に輝点の重心位置であることなどである。また、外部クロックで動作させるよう改造すれば、通常のビデオ速度では十分動作可能であり、基本的には速度的な問題はない。

検出速度がそれほど問題にならない場合にはCCDカメラ1対でも時分割測定を行うことにより注視点計測が不可能ではない。もちろんこの場合には角膜曲率中心と眼球回転中心を計測する間、頭部は動かないことが前提となるが、より現実的な利用法ともいえる。

測定範囲の実用面から見た評価であるが、今回の実験では注視点計測方法の研究にかかわる本研究の性格上の問題から、頭部移動量の測定は5分間とした。実際のコンピュータ使用時にはこれよりはるかに長い時間画面の前に座り続けるため、リラクスのための意図的な首振り動作など、はるかに大きな頭部移動もしばしば発生すると考えられる。しかし、実験結果から見る限り、このような首振り動作など、コンピュータ操作に集中していない時間を除外すれば、頭部の任意の点は $\pm 40$  mmの立方体中にとどまると仮定しても、装置設計上、大きな間違いはないと考えられる。実際、この範囲外に頭部が移動する場合、コンピュータの入力操作は求められていないと考えてもよいであろう。むしろ、リラクスの動作によるヘッドセットのずれが問題になる可能性の方が高い。その場合、キャリブレーションを再実行することが必要である。

## 6. む す び

ヒトの意志を円滑にコンピュータに伝える新しい注視入力手法について報告した。ヘッドセットを装着するだけで、CCDカメラとPSDカメラにより眼球反射光と頭部位置を計測、ビデオ信号処理と眼球回転中心の推定演算により注視点をほぼビデオ速度で連続計測する。手法的には、CCDカメラの光軸上に光源を置いて角膜曲率中心を3次元計測する方法、角膜反射像と頭部位置の3次元位置計測により注視点を決定する方法、及び、自由な頭部移動を許容するために起こる角膜反射光の輝点のぼけを補正して、輝点のビデオ信号からその中心座標を正確に測定可能とする輝点位置計測法、更には、測定空間全体にわたる誤差を最小とする校正

法などに注視点計測法としての本研究の独自性があるが、極力低廉なコストで実現でき、計測に頭部移動を許容することによって、ヒト-コンピュータ間の汎用的なコミュニケーションツールを目指した研究の方向性にも別種の意味で意義があると考えている。

測定誤差は横方向、つまりモニタの水平方向に沿った頭部の移動時で平均19.2 mm、前後方向で平均19.9 mm、角度換算すれば、それぞれ $1.37^\circ$ と $1.42^\circ$ である。目前に、肉体的、心理的負担と感じるようなセンサ類を装着する必要もなく、また、利用中に $\pm 40$  mmの立方体中に頭部がとどまる程度の自由な体の動きを許容する測定方法であることを考えると、実用性のある入力手法であると評価できる。

PSDカメラはフォトダイオードを応用した半導体面状検出素子を用いて光スポットの重心位置をアナログ出力する光点位置計測装置である。重心位置計測で生じるひずみが大きいひずみ補正回路を必要とするが、小型で、原理上、走査の必要性がないため高速計測が可能で位置分解能も高い特徴がある。本研究でPSDカメラを用いた最大の理由は、CCDカメラによる角膜反射光計測とは独立に、つまり同時に、頭部位置が計測できる点である。しかし、頭部位置計測用のPSDカメラはCCDカメラに置き換えることも可能で、今回使用したような内部クロック動作のPSDカメラより高速に測定ができる。CCDカメラ、PSDカメラともに固定焦点レンズの低廉なモデルで十分であり、輝点位置計測はそれほど複雑とはいえないビデオ信号処理回路である。また、単純な計算だけが操作対象であるコンピュータの負荷であることも考えると、入力デバイスとしてのコストはそれほど高いものではない。したがって、研究目標の1条件は満たされているといえる。

実用面での本計測法の第1目標は、キーボードなど、補助となるスイッチデバイスと組み合わせた読取り専用データベースの高速検索やウィンドウ制御であるが、技術的には、障害者の入力装置等への応用も考えられる[24]。将来的には、音声入出力を組み合わせた統合的なマン・マシンインタフェースとして、広分野での活用を考えている。

注視をポインティングデバイスとして利用する場合、測定した注視点をモニタに表示しフィードバックする使用法が考えられる。この場合には、ヒトが指標と測定値の間のずれを感知して視線方向を調節すると想定されるので、いわゆる測定精度はそれほど問題にならない。意識的に眼球を動かす注視という動作は眼球疲

労を伴うため勧められないが、測定結果である注視点を表示しない場合にでも、望ましい注視点が判断できる場合、視覚系がこの種の動作を取り入れる可能性は否定できない。

謝辞 本研究遂行にあたり角膜曲率中心位置の計測に関しましては山梨大学工学部の橋口住久教授より討論を通じて多くのアドバイスを頂きました。また、NTT ヒューマンインターフェース研究所の伴野明さんには貴重な研究資料を送付して頂き、参考にさせて頂きました。

## 文 献

- [1] 鳥羽 啓, 宮川道夫, 小林裕文, 林 豊彦, “ピンホールカメラ法による注視点検出とヒューマンインターフェイスへの応用,” 信学技報, MBE95-164, March 1996.
- [2] R.J. Mammone, M. Gersten, D.J. Gormley, R.S. Koplin, and V.L. Lubkin, “3-D corneal modeling system,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.37, no.1, pp.66-72, Jan. 1990.
- [3] S.S. Hacisalihzade, L.W. Stark, and J.S. Allen, “Visual perception and sequences of eye movement fixations: A stochastic modeling approach,” IEEE Trans. Syst., Man, & Cybern., vol.22, no.22, pp.474-481, May/June 1992.
- [4] F.A. Glenn, H.P. Iavecchia, L.V. Ross, J.M. Stokes, W.J. Weiland, D. Weiss, and A.L. Zaklad, “Eye-voice-controlled interface,” Proc. Human Factors Society, 30th Annual Meeting, pp.322-326, 1986.
- [5] 山田光穂, 福田忠彦, “眼球運動による文章作成・周辺機器制御装置,” 信学論(D), vol.J69-D, no.7, pp.1103-1107, July 1986.
- [6] 斉藤宣俊, 高橋 淳, 岩村武英, 大木 真, 橋口住久, “強膜結像利用による視線検出精度の向上,” ME 誌, vol.30, May 1992.
- [7] 斉藤宣俊, 岩村武英, 大木 真, 橋口住久, 小野誠二, “強膜結像を併用した視線方向の検出,” ME 誌, vol.31, May 1993.
- [8] 宮川道夫, 鈴木靖宏, 林 豊彦, “注視を利用したコンピュータコミュニケーションの試み - 光学計測による無拘束被験者の注視点検出,” 1994 信学春大, A-351, 1994.
- [9] 鈴木靖宏, 宮川道夫, 鳥羽 啓, 林 豊彦, “頭部の自由な運動を許容した注視点の検出,” 信学技報, MBE93-149, Sept. 1998.
- [10] 伴野 明, “視線検出のための瞳孔撮影光学系の設計法,” 信学論(D-II), vol.J74-D-II, no.6, pp.736-747, June 1991.
- [11] 伴野 明, 岸野文郎, “顔と瞳孔の3次元位置計測に基づく注視点検出アルゴリズム,” 信学論(D-II), vol.J75-D-II, no.5, pp.861-872, May 1992.
- [12] 伴野 明, 岸野文郎, “注視点検出のための特徴点3次元位置計測法,” 信学論(D-II), vol.J77-D-II, no.9, pp.1830-1840, Sept. 1994.
- [13] M. Iida, A. Tomono, and Y. Kobayashi, “A study of human interface using an eye-movement detection system,” Proc. Third International Conf. Human-computer Interaction, vol.1, pp. 666-673, Boston, Sept. 1989.
- [14] T.E. Hutchinson, K.P. White, W.N. Martin, K.C. Reichert, and L.A. Frey, “Human-computer interaction using eye-gaze input,” IEEE Trans. Syst., Man, & Cybern., vol.19, no.6, pp.1527-1534, Nov. 1989.
- [15] 岩本和世, 成田 奨, 神徳徹雄, 谷江和雄, “モデルベース画像処理を用いた視線検出に関する研究,” 第5回ロボットセンサシンポジウム講演論文集, pp.79-83, April 1996.
- [16] 柳川貴史, 李 亜兵, 入江正俊, 亀井且有, 井上和夫, “画像処理による注視点入力システムとその応用,” 電学論, vol.116-C, no.9, pp.1029-1034, 1996.
- [17] 宮川道夫, “注視を利用したコンピュータとヒトとの通信システムの研究 - 頭部無拘束で画像処理によらない注視点の検出とコンピュータ入力への応用,” 電気通信普及財団研究調査報告書, no.10, pp.550-564, Feb. 1996.
- [18] 小林康之, 宮川道夫, 林 豊彦, “マルチモーダルインターフェイスのための注視点位置の無拘束・リアルタイム検出,” 信学技報, MBE98-69, Sept. 1998.
- [19] リチャード A. ボルト, マン・マシン・インターフェース進化論, 鶴岡雄二(訳), パーソナルメディア, 東京, April 1986.
- [20] 阿部考浩, 林 豊彦, 加藤一誠, 宮川道夫, “微小変位計DDM6/1を用いた上顎中切歯の6自由度動揺測定,” 信学技報, MBE96-145, March 1993.
- [21] K.S. Arun, T.S. Huang, and S.D. Bostein, “Least-squares fitting of two 3-D point sets,” IEEE Trans. Pattern Anal. & Mach. Intell., vol.PAMI-9, no.5, pp.698-700, 1987.
- [22] T. Hayashi, Y. Nakamura, T. Takeda, M. Miyakawa, and K. Katoh, “Accuracy verification of a PSD-equipped camera-based photo-stereometric system developed for measuring cranial movements in six degrees of freedom,” Frontiers Med. Biol. Engng., vol.7, no.3, pp.189-205, 1996.
- [23] 飯田宗夫, 伴野 明, “頭部の動きを許容した注視点検出装置と指示入力への応用,” 信学論(D-II), vol.J77-D-II, no.4, pp.520-527, April 1991.
- [24] 伊藤和幸, 数藤康雄, “任意文字連続注視時の視線移動の計測 - 視線入力式コミュニケーション機器開発への応用,” 信学技報, HCS96-13, Sept. 1996.

(平成11年7月19日受付, 12年5月10日再受付)

## 宮川 道夫 (正員)



昭40～43日立製作所勤務。昭52北大大学院(博)了。工博。電子技術総合研究所, 電子計算機部, 光技術部主任研究官を経て, 平3新潟大学工学部教授。大学院自然科学研究科併任。マイクロ波CT, 電磁波被曝量の3次元計測と可視化, 電磁環境設計, ヒューマンインタフェース等の研究に従事。1995～96ウルム大学バイオメディカル中央研究所客員研究員。IEEE, 日本ME学会, 電気学会, SICE等各会員。



小林 康之（正員）

平 9 新潟大・工・情報卒．平 11 同大学院修士課程了．同年(株)フクダ電子入社．在学中ヒューマンインタフェース等の研究に従事．



鳥羽 啓

平 6 新潟大・工・情報卒．平 8 同大学院修士課程了．同年(株)鉄道情報システム入社．在学中ヒューマンインタフェース等の研究に従事．



石井 望（正員）

平 1 北大・工・電子卒．平 3 同大学院修士課程了．同年北大・工・電子・助手，平 10 新潟大・工・助教授．小形・薄型アンテナ，ミリ波帯アンテナの研究に従事．平 6 学術奨励賞受賞．IEEE 会員．