Eye-Sensing Head Mounted Display の開発†

福島 省吾*・新井 豪**・森川 大輔**
下田 宏***・吉川 榮和***

Development of Eye-Sensing Head Mounted Display†

Shogo FUKUSHIMA*, Tsuyoshi ARAI**, Daisuke MORIKAWA**,
Hiroshi SHIMODA*** and Hidekazu YOSHIKAWA***

A new head-mounted-display, named as Eye-Sensing Head Mounted Display (ES-HMD), has been developed which can not only provide the user with virtual environment through visual and auditory stimuli conventionally but also monitor the user's both eyes and calculate ocular information such as pupil size, eyeblink or eye gaze point. The obtained ocular measures will be utilized for analysis of its relation to peculiar ocular characteristics under various binocular visual conditions as well as for eye gaze interaction to the display.

The specifications of the developed ES-HMD are described first, followed by the discussion on the characteristics of pupil indices measured by ES-HMD; it is shown by measuring pupil that pupil sphere has better resolution to indicate pupil size than pupil diameter. A new calibration method for the eye gaze point on the display is also presented, which has better performance than conventional linear interpolation method.

Key Words: head-mounted-display, pupil, eye movement, eye gaze point, calibration

1. はじめに

仮想現実感 (Virtual Reality; VR) が新しいヒューマンインタフェースとして注目されている。VR とは、「実際には存在しないが、効果や機能において、それが存在するのと同等の現実感」を意味し¹⁾。医療、建築やアミューズメントなど多方面の応用が期待されている²⁾。

その一方で、仮想現実と現実との不一致によりもたらされる生理的影響が指摘されている。例えば映像提示装置として利用されている Head Mounted Display (HMD) を使用したとき、視覚機能および中枢機能への影響が懸念されている^{3)~5)}。HMD を使用したときの生理的影響の要因として、(1) 通常のテレビ視聴の延長上に位置づけられる表示装置としての影響、(2) 両眼立体視による影響、などが考えられる。前者の要因に関しては、光学系を適切に設計し表示デバイス

の解像度が良好であれば一定時間内の視聴であれば問題ないという報告がある⁶⁾。後者については、HMD だけに限られた問題ではなく、その原因の一つが視機能における調節と輻輳の不一致によるとされている。しかし個人差はどの程度か、許容範囲の特定などの評価は未だ不十分であり、実使用の際に必要な指標の抽出などの指針を作成する必要がある。

本研究では、HMD を使用したときの生理的影響を調べるために、瞳孔反応、眼球運動および瞬目活動などの視機能に関連する生理指標の実時間導出が可能な HMD を試作開発し、Eye-Sensing HMD (ES-HMD) と命名した。このような視覚系指標を考慮した HMD 開発の試みとしては、視線入力機能を付加したもの⁷⁾、視点近傍に高解像度映像を提示するもの⁸⁾などがある。これらはいずれも視線情報を用いて人間の視覚特性を工学的にフィードバックするものであるが生理的影響を調べる目的ではなく、視線情報すなわち元の指標である眼球運動のみを抽出するだけであった。

ES-HMD より得られる生理指標のうち瞳孔は自律神経系の支配を受けており⁹⁾、視覚疲労や精神疲労に関する情報を提供してくれるものと期待できる^{10), 11)}。なお、従来の瞳孔測定装置として頭部搭載型のものもあるが¹²⁾、臨床診断目的でありディスプレイは具備しておらず HMD の生理的影響を調べることができない。瞳孔の大きさに関しては瞳孔面積と瞳孔径の2つの指標が考えられるが、瞳孔を撮像する電子瞳孔計によりこれらの指標を導出する場合、ノイズ耐性に関

† 第12回ヒューマン・インタフェース・シンポジウムで発表 (1996・10)

* 松下電工(株) 門真市大字門真 1048

** 京都大学大学院工学研究科 京都市左京区吉田本町

*** 京都大学大学院エネルギー科学研究科 宇治市五ヶ庄

* Matsushita Electric Works, Ltd., Kadoma, Osaka

** Graduate School of Engineering, Kyoto University, Yoshida Honmachi, Sakyou-ku, Kyoto

*** Graduate School of Energy Science, Kyoto University, Gokasho, Uji

(Received March 25, 1998)

(Revised January 20, 1999)

しては瞳孔径のほうが有利である¹³⁾。しかし分解能に関しては瞳孔面積のほうが有利になると考えられるがその定量的評価は行われていない。ES-HMD によって得られる瞳孔反応以外の指標として、眼球運動や瞬目は運動神経系の支配も受け生理的影響だけでなく注視対象の心理的影響も表出する測度である^{14), 15)}

このようにこれらの視機能に関する指標はヒトの心的負荷、疲労さらには認知活動などの高次の情報処理活動とも関連しており、HMD の生理面のみならず心理面への影響を評価できるものと期待できる¹³⁾。

本稿では、まず開発した ES-HMD の仕様について、特に眼球撮像機能によって得られる瞳孔指標の測定精度向上を目的とした信号処理方法について述べる。そこでは撮像デバイスとして用いた CCD カメラの分解能を低下させないために、CCD の解像度以上の周波数による回路処理を行うハードウェアについて述べる。ES-HMD により得られる瞳孔測度に関して、瞳孔の大きさと瞳孔中心位置の2つがあるが、前者に関して瞳孔面積と瞳孔径との比較評価を行う。一方瞳孔中心位置からは眼球運動が求められ、その結果、両眼のディスプレイ注視時における視点位置が求められる。視点位置を導出するには瞳孔中心位置と視点位置との対応関係を求める較正計算が必要となるが、従来の線形補間による較正法に対して、著者らが考案した視点位置較正方法とその評価結果について述べる。

2. Eye-Sensing HMD の仕様

試作した ES-HMD の外觀図と構成図を、それぞれ Fig. 1 と Fig. 2 に示す。ES-HMD は、CRT を用いた映像表示系 (Display Block) に加えて、眼球を撮像するための眼球撮像系 (Eye Monitoring Block)、撮像した眼球画像を処理し瞳孔形状情報を実時間で導出する撮像信号処理系 (Signal Processing Block) の3つのブロックからなる。以下、それぞれのブロックの仕様と特徴について述べる。

2.1 映像表示系

装着者の両眼に映像を提示する映像表示系は、島津製作所製の STV-E をベースとしている。映像表示系の仕様を Table 1 に示す。映像表示デバイスとして用いた CRT は左右両眼用に各1つずつ両側側頭部に配置されており、前方のシールド板を上げることにより、映像と外界の両方を同時に見ることが可能なシースルー機能を備えている。ディスプレイの虚像位置については、レンズやミラー、ハーフミラーからなる光学系によってその提示位置は1 m に固定されており、ディスプレイ面は装着者の頭部の正中面と垂直になるような向きに配置されている。両眼のディスプレイ間隔は眼幅調整により変更可能である。画角は水平方向が48 deg、垂直方向が36 deg であり、これは43.5 インチのテレビ画面に相当する。

2.2 眼球撮像系

眼球の撮像は、赤外線 LED を眼球に照射し、その反射光

Fig. 1 Photo of the developed Eye-Sensing HMD

Fig. 2 Configuration of the developed Eye-Sensing HMD

Table 1 Specifications of Display Block

Device	CRT
Visual field size	48 deg (H) × 36 deg (V)
Vergence angle	0 deg (fixed)
Focal length	1 m
Horizontal resolution	350 TVline
Brightness	10 f_L

を赤外線対応の CCD カメラで撮像するアイカメラ方式により実現した。人間の網膜は赤外光に対して感受性がないため、網膜に入射する赤外光が瞳孔の光量調節機能に影響することはない。赤外線 LED としてはピーク波長が890 nm、出力15 mW (typical) の KED602K (京都セミコンダクター) を使用した。両眼直前の視界外に LED 素子がくるように、中をくり抜いた1辺70 mm のアルミ板のフレームに素子を固定し、眼の上下方向から赤外光が入射するように上下に各5つずつ計10個を配置した。LED 素子を取り付けた外觀を Fig. 3 に示す。LED を上下に配置することにより、LED 自身の眼球表面上の虚像は瞳孔の上下に位置し、瞳孔の中央付近には写らない。これにより瞳孔像より瞳孔径を求めるとき、LED の虚像が瞳孔径付近より離れるため処理が容易になる。

CCD カメラは映像表示系の水平視野角の外にくるように配置し、シースルー機能を利用しているときに CCD カメラが視野に入らないようにした。CCD カメラとその接眼レンズには LK-M41MR (東芝) と JK-L24M2 (東芝) を用いた。

Fig. 3 Photo of the infrared LEDs

Fig. 4 Photo of the CCD camera

Table 2 Specifications of the CCD camera

Valid area	6.54 mm (H)× 4.89 mm (V)
Pixels	768 (H)× 494 (V)
Resolution	570 TVline (H)× 350 TVline (V)
Scanning	interaced
Scanning frequency	15.734 kHz (H), 59.94 Hz (V)
Focal length	24.0 mm

CCD カメラを取り付けた外観を Fig. 4 に示す。Fig. 5 で示されるディスプレイ上の 9 個の対象点を注視したときの眼球像のようすを Fig. 6 に示す。Fig. 5 の点 3 と 5 がなす水平視野角は 27.8 deg であり、点 1 と 7 がなす垂直視野角は 29.6 deg である。Fig. 6 より瞳孔の上下に LED の虚像が映っているのが確認できるが、これらの 9 個の対象点を注視中のときは、LED の虚像が瞳孔の外部に位置することがわかる。

CCD カメラの仕様を Table 2 に示す。この仕様のうち有効撮像領域 (Valid area)、分解能 (Resolution)、走査周波数 (Scanning frequency) およびレンズの焦点距離 (Focal length) により、次に述べる視覚系指標の時間分解能や空間分解能が決定される。

時間分解能

時間分解能は、Table 2 より垂直走査周波数が 59.94 Hz であることから、16.7 msec となる。人間の眼球運動のなかで

Fig. 5 Nine targets on the display

Fig. 6 Eye image obtained by Eye Monitoring Block when gazing at the targets shown in Fig. 5

Table 3 Specifications of Eye Monitoring Block

Valid area	35.5 mm (H)× 26.5 mm (V)
Spatial resolution	0.0467 mm (H)× 0.109 mm (V)
Time resolution	16.7 msec

最も高速なサッケード運動は約 20~100 msec の間持続するので、サッケード中の眼球状態を解析するのは困難であるが、視点位置や比較的低速である瞳孔運動や瞬目生起を対象とする場合は、この時間分解能で十分である。

空間分解能

空間分解能は水平方向と垂直方向とで異なる。水平方向に関しては、Table 2 より、CCD カメラの水平解像度が 570 TV 本であるので、画面の縦横比が 3:4 である NTSC 信号 (ビデオ信号) 仕様では、

$$570 \times \frac{4}{3} = 760 \text{ [本]} \tag{1}$$

が水平解像度となる。CCD カメラの水平撮像領域は実測により 35.5mm であるので

$$H_{res} = \frac{35.5}{760} = 0.0467 \text{ [mm]} \tag{2}$$

が眼球撮像系における水平位置分解能である。

垂直方向に関する位置分解能は、NTSC 仕様の水平走査線数によって決まり、垂直帰線期間を除いた 1 フィールドあた

Fig. 7 Block diagram of Signal Processing Block

Fig. 8 Schematic of processing method in Signal Processing Block

りの有効走査線 242.5 本であることと, Table 2 より

$$V_{res} = \frac{4.89}{6.54} \times \frac{35.5}{242.5} = 0.109 \text{ [mm]} \quad (3)$$

が垂直位置分解能となる。これらの位置分解能を、眼球を半径 12 mm の単一球で球の中心が回旋点と一致すると仮定したときの眼球回転角に換算すると、瞳孔中心における法線と撮像面における法線の向きが一致する方向から 8 deg 以内の範囲では、水平方向が 0.22 deg, 垂直方向が 0.52 deg にそれぞれ相当する。垂直方向の分解能に関しては従来の眼球運動測定装置と比較してやや劣るが¹⁶⁾、これは映像表示機能とシースルー機能を設けたことによって眼球と撮像面との距離が約 15 cm と離れていることによるからである。眼球撮像系の仕様を Table 3 に示す。

2.3 撮像信号処理系

撮像信号処理系では、眼球撮像系で得られた眼球画像より瞳孔部分を抽出し瞳孔形状に関する情報を算出する。瞳孔形状の分解能は撮像信号処理系にも影響されるので、眼球撮像系で得られる分解能を低下させることなく処理する必要がある。そのために眼球画像を表す NTSC 信号をハードウェア処理する方法を採った。

撮像信号処理系のブロック図を Fig. 7 に示す。Fig. 7 の Pupil Extraction Block において、眼球撮像系で得られる眼球画像より瞳孔部分のみを抽出した瞳孔画像を得る。瞳孔抽出は、眼球表面における瞳孔部分とその他の部分とで赤外線

Fig. 9 Monochrome pupil image obtained by Signal Processing Block

反射率が異なることを利用する強膜反射法による。すなわち、眼球画像において瞳孔部分と他の部分とでは白黒濃淡に差が生じ、ビデオ信号に対し適当に閾値を設定することにより白黒 2 値画像が得られる。

次に瞳孔部分のみが抽出されたビデオ信号を Nega-Posi Reversing Block にて白黒反転した後、Comparator Block により各水平走査線上における瞳孔部分が抽出され、その瞳孔端点位置を Counter Block により求めた結果、眼球撮像系の CCD に関するカメラ座標系における瞳孔端点位置が各水平走査線ごとに決まる。このような Fig. 8 に示す。Fig. 8 からわかるように、Valid Area Setting Block により処理対象とする領域を制限している。これは瞳孔が撮像対象領域の全範囲において移動しないことを利用して、眼瞼による影がノイズとなって混入しないようにするためである。Fig. 9 に、Fig. 6 の指標点 1 を注視したときの眼球画像を処理した白黒 2 値画像を示す。Fig. 9 の黒い長方形領域が制限された処理対象領域を示し、この範囲内の白い円形が瞳孔を示している。

以上の各水平走査線ごとの瞳孔端点位置からなる 1 画面分の瞳孔形状情報は、PC の外部バスから PC に取り込まれる。PC では瞳孔形状情報から瞳孔径や瞳孔中心位置などの指標が算出される。

Fig. 7 の Clock Block は瞳孔端点位置の計数単位となる。クロック周波数が小さすぎると式 (2) で示される CCD カメラの最高分解能を生かせなくなり、大きすぎると回路製作において高周波ノイズの対策が必要となる。クロック周波数 f は、1 水平走査線上から水平帰線期間を除いた時間 52.7 μsec を用いて

$$f \geq \frac{35.5}{52.7 \times 0.0467} = 14.4 \text{ [MHz]} \quad (4)$$

を満たせば CCD カメラの解像度を十分に生かせる。ここでは 16.0 MHz に固定した。このときの計数単位 T_h は次のようになる。

$$T_h = \frac{35.5}{52.7 \times 16.0} = 0.0421 \text{ [mm]} \quad (5)$$

一方、垂直方向に関する計数単位 T_v は、眼球撮像系の垂直

Fig. 10 Pupil shape reproduced by Signal Processing Block

分解能 V_{res} に相当し、

$$T_v = 0.109 \text{ [mm]} \quad (6)$$

となる。

瞳孔形状情報から再現された瞳孔形の例を Fig. 10 に示す。測定対象は直径が 5.00 mm の擬似瞳孔モデルを使用した。Fig. 10 より、ほぼ円形の瞳孔が再現されており、その径は 5.01 mm であった。また Fig. 10 の瞳孔部分のうち最上位と最下位の水平走査線上の瞳孔端点の両端はかなりの間隔をもっているが、これは水平位置分解能のほうが垂直位置分解能より良いことを示している。

3. 瞳孔測定

ES-HMD により得られる瞳孔形状情報を PC に取り込むことにより瞳孔の大きさおよび瞳孔中心位置などの測定指標が求められる。瞳孔の大きさに関しては、瞳孔径と瞳孔面積の2つの指標がある。アイカメラ方式による ES-HMD においては、瞳孔径はノイズ耐性が良好である反面、分解能で劣る。一方瞳孔面積は分解能は優れているがノイズ耐性で劣るという相反する特徴をもつ。また瞳孔中心位置は後に述べる視点位置導出の際に必要となる。

3.1 瞳孔の大きさ

瞳孔径は、Fig. 8 に示すように 1 水平走査線中の瞳孔部分の端点データ間のドットクロック数の最大値を瞳孔径とする。赤外光照射下において、ユーザによって顔の形状が様々であること、また同じユーザでも装着するたびにその位置がずれることなどの理由により、顔の凹凸による影の発生のかたが異なり必ずしも正しい瞳孔形状情報が得られるとは限らない。このような場合、瞳孔径の変化を時系列としてみたとき、通常の瞳孔変化による値よりはるかに大きい値もしくは小さい値として得られることが多い。そこでこのような突発性のノイズ対策としてメディアンフィルタ処理を施す。試行錯誤によりその次数を 5 次とした。

ES-HMD の両眼ディスプレイを一定輝度に固定し、ディスプレイ上の固定位置に表示されたマークを注視したときの瞳孔径の変化のようすを Fig. 11 に示す。Fig. 11 より、一定

Fig. 11 Measured pupil diameter

照度環境下においても瞳孔ゆらぎが存在することが観察できる。また瞳孔径が急峻に減衰し 0 に到達している箇所は、瞬目が生じたことを示しており、閾値を適当に設定することにより容易に瞬目検出が行えることがわかる。

瞳孔面積は、Fig. 8 に示すように 1 水平走査線中の瞳孔部分の端点データ間のドットクロック数を 1 画面分積分した値で与えられる。Fig. 12 に、同一の瞳孔変化に対する瞳孔径と瞳孔面積の変化のようすを拡大してプロットした場合を示す。Fig. 8 ではメディアンフィルタ処理を施していない。ここで瞳孔面積 S [dot] は、瞳孔部分の円の面積に比べて 1 画素が十分小さいと仮定して次式のように瞳孔径 d [mm] に換算した。すなわち水平および垂直方向の計数単位 T_h, T_v を用いて次式により求める。

$$d = \sqrt{\frac{4T_h T_v S}{\pi}} \quad (7)$$

Fig. 12 より、瞳孔面積のほうが瞳孔の大きさの刻み幅が小さいことがわかるが、このことは瞳孔面積のほうが分解能が大きいことを示している。これは Fig. 13 に示すように、瞳孔の大きさが、瞳孔径の計数値であるドットクロック数が変化しない程度の微小な変化をしたときにおいても、瞳孔面積の計数値であるドットクロック数は変化することによる。すなわち、瞳孔の大きさの指標としては瞳孔面積のほうが瞳孔径よりも感度が高い。

しかし、瞳孔面積の場合は、1 画面中の有効領域内に微小なノイズが混入するとデータ値に影響を及ぼすが、瞳孔径の場合は、瞳孔径を与える水平走査線上にノイズが混入しない限りノイズの影響を受けない。

また瞳孔面積の場合は、眼球が上下や左右に移動しているときは瞳孔形状が円にならないため正確な面積は得られない。これに対して瞳孔径の場合、眼球が左右に移動しているときは正確な瞳孔径は得られないが、上下方向の移動については正確な瞳孔径が得られ、この点に関しても瞳孔径のほうが有利である。

このようにそれぞれの指標には長所、短所があるため条件に応じて適当に使い分ける必要がある。

Fig. 12 Comparison of pupil diameter with pupil sphere

- Active pixels for the both circles
- Active pixels for the larger circle, but inactive for the smaller circle
- Inactive pixels for the both circles

Fig. 13 Schematic of the difference between pupil diameter and pupil sphere

3.2 瞳孔中心位置

瞳孔中心位置は、瞳孔径を与える水平走査線上の瞳孔端点間の中点を瞳孔中心位置とすればよい。Fig. 14 に示すようなディスプレイ上の 35 個の指標を順番に注視したときの瞳孔中心位置を測定した。

Fig. 14 の評価用画面は PC98 (NEC) で作成し、スキャンコンバータを用いて NTSC 信号に変換し ES-HMD に投影した。Fig. 14 の原点は左上にあり、水平方向は 0~640 dot、垂直方向は 0~400 dot の範囲で指標位置を指定できる。合計 35 個の指標を、水平方向が 140~500 dot の範囲に 7 点、垂直方向が 40~360 dot の範囲に 5 点をそれぞれ点間隔が同一となるように表示した。指標の形状は「+」で示し、その大きさは水平および垂直方向ともに 10 dot で視角にして水平方向が 0.77 deg、垂直方向が 0.96 deg に相当する。図中の点 17 が画面中央の位置である。最左端と最右端の指標の水平視野角は 27.8 deg に相当し、隣接する各指標間の水平視野角は 4.5~4.7 deg となる。一方最上端と最下端の指標の

Fig. 14 Target positions on the display

Fig. 15 Pupil center positions while gazing at the targets shown in Fig. 14

垂直視野角は 29.6 deg に相当し、隣接する各指標間の垂直視野角は 4.8~5.0 deg となる。

成人男子の被験者 TO に対して、指標を各 1 点ずつ表示したときの注視中の 1 秒間の瞳孔中心位置を測定した。CCD カメラ座標系における左眼の瞳孔中心位置の 1 秒間の履歴結果を Fig. 15 に示す。すべての瞳孔中心位置が CCD カメラの撮像領域を占める範囲は、水平方向が約 6 mm、垂直方向が約 5 mm である。Table 3 で示される有効撮像領域に対してかなり狭い範囲であるといえるが、これは前節でも述べたように撮像面と眼球との距離が大きいためであり、さらに拡大倍率のよい光学系を用いれば分解能はさらに向上するであろう。

4. 視点位置較正法

前節で述べた瞳孔測度のうち、瞳孔中心位置より画面注視中の視点位置が求められる。画面上の任意の視点位置算出において、瞳孔中心位置と画面位置との対応関係をあらかじめ求めておく較正作業が必要となる。

最も簡単な較正方法として、2 つのディスプレイ上の指標点を注視しているときの瞳孔中心位置を求め、それらを用いて任意の瞳孔中心位置に対して比例配分により視点位置を合成する線形補間法がある。しかしこの方法では、指標点から離れるにしたがって視点位置精度が低下すると考えられる。

Fig. 16 Schematic of the presented calibration method of dividing regions in the gaze point coordinate system and in the pupil center position coordinate system

指標点の数を増やせばこの問題は解決できるが、多すぎると測定時間を要し被験者に負担をかけることになる。本節では、Fig. 16に示すように、図中に●で示す校正用の5つの指標点によりディスプレイ座標系と CCD カメラ座標系のそれぞれを4つの領域に分割する方法を提案する。

4.1 注視領域分割による校正方法

校正計算は以下のとおりである。すなわち、対象とする CCD カメラ座標系の領域を、あらかじめ測定した5点のうち中央点を基準に T, L, B, R の4つの領域に分割し、各領域境界上の4つの基本ベクトル $\vec{p}_{TL}, \vec{p}_{LB}, \vec{p}_{BR}, \vec{p}_{RT}$ を定義する。これら4つの基本ベクトルを用いると CCD カメラ座標系における領域 T, L, B, R 内のすべての点が表現できる。任意の瞳孔中心位置がどの領域に属するかの領域判定を行った後、その瞳孔中心位置が属する領域を構成する基本ベクトル成分に分解する。それらの基本ベクトルに対応するディスプレイ座標系の校正用の指標点から構成されるベクトルに対して成分比に応じて比例配分を行うことにより視点位置を計算する。

瞳孔中心位置 $\vec{p} = (x, y)^T$ が領域 T に属する場合を考える。校正時の指標に対する基本ベクトル $\vec{p}_{RT}, \vec{p}_{TL}$ を $\vec{p}_{RT} = (x_{RT}, y_{RT})^T, \vec{p}_{TL} = (x_{TL}, y_{TL})^T$ とし、これに対応するディスプレイ上の指標位置を $\vec{P}_{RT} = (X_{RT}, Y_{RT})^T, \vec{P}_{TL} = (X_{TL}, Y_{TL})^T$ とする。そして、

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = k \begin{pmatrix} x_{RT} \\ y_{RT} \end{pmatrix} + l \begin{pmatrix} x_{TL} \\ y_{TL} \end{pmatrix} \quad (8)$$

をみたす k, l を求め、得られた k, l を用いて視点位置 $\vec{P} = (X, Y)^T$ が次のように求められる。

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix} = k \begin{pmatrix} X_{RT} \\ Y_{RT} \end{pmatrix} + l \begin{pmatrix} X_{TL} \\ Y_{TL} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} X_c \\ Y_c \end{pmatrix} \quad (9)$$

ここで、 X_c, Y_c はディスプレイ座標系における5つの指標点のうち中央の指標点の位置ベクトルである。

4.2 評価方法

Fig. 14で示されるディスプレイ上の指標点に対して、本稿で述べた方法を含めた次の3つの方法による校正結果について比較検討を行う。

Method 1 点0と34の2点による線形補間法

Method 2 点0と17, 点6と17, 点28と17, 点34と17の4組の2点による線形補間法

Method 3 5点0, 6, 17, 28, 34を校正指標点とした本稿で提案する方法

ここで Method 2 は Method 1 の指標を増やした場合と考えられる。すなわち、点17を基準にして CCD カメラ座標系の領域を左上, 左下, 右下, 右上の4つに分割し、各領域に対して Method 1 を用いた場合である。Method 2 と Method 3 では用いた5つの指標点は全く同一である。

以上の3つの校正方法を用いて、Fig. 14で示される35点のそれぞれを1秒間注視したときの瞳孔中心位置から注視点を求める。被験者は23~32歳の成人男子 TO, YA, SF, TK, NI の5名とした。

4.3 評価結果

各方法により得られた被験者 TO の左眼の校正結果を Fig. 17, Fig. 18, Fig. 19 に示す。図中の格子点が各対象点の位置を示している。

Method 2 の問題点として、CCD カメラ座標系における各領域を横切るような視点移動はその境界線上での視点の軌跡が不連続になることがある。例えば Fig. 18 の点18, 点20にそのようなことがみられ、視点位置が広がる結果となって現れている。これは注視位置が領域分割の境界線上にあり、同じ指標を注視しているときでも異なる領域にあると判定されたとき、各々の領域で視点位置の校正計算が行われ、計算結果にずれが生じているためである。

これに対し Method 3 ではこの問題が解決されている。Fig. 19 より Fig. 18 の点18, 20における視点位置の不連続の問題が解消されていることがわかる。

各方法の定量評価を行うために、35個の視点における重心位置をそれぞれ求め、得られた35個の重心位置とそれぞれに対応する各指標点との距離を求め、35個のすべての点に対する平均距離を導出する。各被験者における各校正方法に対する平均距離を Fig. 20 に示す。表中の横軸は各校正方法を示し、縦軸は35点の平均距離をディスプレイの dot 単位で表している。Method 1 よりも Method 2 と Method 3 の校正方法が、指標点に近い視点位置が得られていることが Fig. 20 よりわかる。

次に、各指標点に対する注視点の拡がりを調べる。35個の各指標点に対して、校正結果より得られた視点位置との標準偏差を各点について求め、得られた35点に対する各標準偏差の平均値を求める。各被験者における各校正方法に対する標準偏差の平均値を Fig. 21 に示す。縦軸、横軸は Fig. 20 と同様である。Fig. 20 で示される平均距離に関しては、Method 2 と Method 3 の各校正方法間にほとんど差はなかったが、標準偏差についてはすべての被験者に対して Method 3 のほうが小さいことがわかる。このことは Method 3 のほうが、校正により得られた注視点の拡がりが小さいことを意味する。これは先に述べたように、Method 2 では CCD カメラ座標系における各領域を横切るような視点移動はその境界線上で

Fig. 17 Gaze points of TO's left eye obtained by Method 1

Fig. 18 Gaze points of TO's left eye obtained by Method 2

Fig. 19 Gaze points of TO's left eye obtained by Method 3

の視点の軌跡が不連続になり、その結果、Fig.18の点18や点20のように注視点が拡がるが、Method 3ではこの問題が生じないためであると考えられる。

以上の比較検討により、本稿で提案した視点位置較正法が有効であることが確かめられた。

5. おわりに

本稿では、両眼に映像を提示中の瞳孔位置、瞳孔径や瞬目などの視機能に関する指標の獲得を目的とした ES-HMD の仕様について述べた後、ES-HMD により得られる測度として瞳孔の大きさと瞳孔中心位置の指標について評価した。

Fig. 20 Mean distance from the targets to the measured gaze points

Fig. 21 Standard deviation of mean distances from the targets to the measured gaze points

ES-HMD ではディスプレイ表示機能とシースルー機能を同時に満足しつつ従来の瞳孔測定装置および眼球運動測定装置の機能を備えることが示された。

ES-HMD により得られる生理指標のうち瞳孔径は自律神経系の支配を受けるため、HMD 装着中の瞳孔変動を調べることで生理的影響を評価できることが期待できる。瞳孔の大きさの指標としては、ノイズ耐性に優れた指標である瞳孔径は瞳孔面積よりも分解能の点で劣ることを実測により示した。瞳孔中心位置からは眼球運動の解析も行え、両眼立体視環境における輻輳運動や瞳孔変動も調べることも可能である^{17),18)}。

瞳孔中心位置を用いて較正計算を行うことによりディスプレイ注視時の視点位置を算出することができる。線形補間法と本稿で提案した方法を比較検討した結果より、本稿で提案した注視領域分割法が線形補間法より、視点位置の精度や注視点の拡がりに関して良好な結果であった。ES-HMD のさらなる利用法として、本稿で述べた生理的・心理的影響を調べる目的以外にも、従来より行われてきた視線情報をディスプレイ画面への直接的なインタラクション手段としても利用可能である¹⁹⁾。

今後は ES-HMD の両眼のディスプレイに種々の映像を提示して、画像注視時の瞳孔や眼球運動を指標とした種々の実

験を行うとともに、これらの視機能に関する指標を利用した新しいインタフェース構築²⁰⁾を行う予定である。

参考文献

- 1) 廣瀬通孝：バーチャルリアリティ用ディスプレイ，電子情報通信学会誌，**78-7**，699/704 (1995)
- 2) 野村淳二，澤田一哉：バーチャルリアリティ，朝倉書店 (1997)
- 3) 今井拓史：家庭用ヘッド・マウント・ディスプレイ-懸念される人体への影響，日経エレクトロニクス，**618**，67/83 (1994)
- 4) 岩崎常人，秋谷忍，野呂影勇，鳥居塚崇：仮想現実像の視機能への影響と眼科学的考察，ヒューマンサイエンス，**8-1**，87/94 (1995)
- 5) C. Regan: An Investigation into Nausea and Other Side-effects of Head-coupled Immersive Virtual Reality, Virtual Reality, **1-1**，17/32 (1995)
- 6) 鵜飼一彦：ヘッド・マウント・ディスプレイの視覚への影響を実験，日経エレクトロニクス，**668**，153/164 (1996)
- 7) 山崎章一：視線入力を搭載した超小型HMD，光学，**25-1**，2/7 (1996)
- 8) 岩本和世，谷江和雄，前田太郎：視線追従型ヘッドマウントディスプレイの開発－視線位置に高解像度像を提示する映像提示方式の検討，電子情報通信学会論文誌 **J79-D-II-5**，879/888 (1996)
- 9) S. Usui and Y. Hirata: Estimation of Autonomic Nervous Activity Using the Inverse Dynamic Model of the Pupil Muscle Pland, Annals of Biomedical Engineering, **23**，375/387 (1995)
- 10) 齊藤進：視覚疲労測定法，VISION，**5**，27/31 (1993)
- 11) 星野聖，渡辺瞭，齊藤正男：精神疲労推定のための瞳孔対光反応の解析，テレビジョン学会誌，**49-5**，657/664 (1995)
- 12) 石川哲，難波龍人，小町祐子，石川均，藤田哲，松野彩子：普及型電子瞳孔計イリスコーダ (C-2514) について，神経眼科，**10-2**，106/110 (1993)
- 13) 松永勝也：瞳孔運動の心理学，ナカニシヤ出版 (1990)
- 14) 苅坂良二，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)
- 15) 田多英典，山田富美雄，福田恭介：まばたきの心理学，北大路書房 (1991)
- 16) 山田光穂：最近の眼球運動の研究動向，信学技法，**MBE95-132-NC95-90**，145/152 (1995)
- 17) 藤山宏昭，福島省吾，吉川榮和：Eye-Sensing HMD を用いた両眼立体視画像注視時における視点履歴の分析，第13回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集，69/74 (1997)
- 18) 森川大輔，福島省吾，吉川榮和：Eye-Sensing HMD を用いた両眼立体視時における瞳孔の動特性分析，第13回ヒューマン・インタフェース・シンポジウム論文集，63/68 (1997)
- 19) 福島省吾，吉川榮和：Eye-Sensing HMD の開発とその視点入力への応用，Human Interface News and Report，**12-2**，129/134 (1997)
- 20) S. Fukushima and H. Yoshikawa: Application of a Newly Developed Eye Sensing Head-Mounted-Display to a Mutual Adaptive CAI for Plant-Diagnosis, Proceedings of the 7th International Conference on Human-Computer Interaction, **2**，225/228 (1997)

[著者紹介]

福島省吾 (正会員)

1992年3月京都大学大学院工学研究科電気工学第二専攻修士課程修了。同年4月松下電工(株)に入社。95年4月より98年3月まで社会人特別選抜として京都大学大学院工学研究科電気工学専攻博士課程に在籍。98年同大学院博士課程単位取得退学。現在松下電工(株)ウェル・ラボ ヒューマンメディア技術グループに所属。ヒューマンインタフェースの研究に従事。94年システム制御情報学会奨励賞受賞。システム制御情報学会，日本バーチャルリアリティ学会などの会員。

新井 豪

1970年12月2日生。97年3月京都大学大学院工学研究科電気工学第二専攻修士課程修了。同年4月ソニー(株)に入社。現在ソニー(株)インフォメーションテクノロジーカンパニーに所属。在学中は生理指標を利用した知的インタフェースの研究に従事。現在はパーソナルコンピュータの商品開発に従事。

森川大輔

1973年1月17日生。98年3月京都大学大学院工学研究科電気工学第二専攻修士課程修了。同年4月松下電工(株)に入社。現在松下電工(株)電器 R & D センター 健康科学研究所に所属。在学中はヒューマンインタフェースの研究，とくに視機能計測の研究に従事。現在は医療機器の研究開発に従事。

下田 宏 (正会員)

1989年京都大学大学院工学研究科修士課程修了。同年(株)島津製作所に入社，主に医用画像診断装置の研究開発に従事。96年京都大学大学院エネルギー科学研究科助手，現在に至る。ヒューマンインタフェース，インタフェースデバイスに興味を持つ。日本原子力学会，システム制御情報学会，ヒューマンインタフェース学会などの会員。博士(工学)。

吉川 榮和 (正会員)

1970年3月京都大学大学院工学研究科電気工学第二学専攻博士課程修了。同年4月京都大学原子エネルギー研究所助手，74年9月動力炉・核燃料開発事業団勤務，81年8月京都大学原子エネルギー研究所助教授，92年8月同教授，96年5月同大学大学院エネルギー科学研究科教授，現在に至る。エネルギー情報学，マンマシンシステムの研究に従事。工学博士。92年システム制御情報学会榎木記念賞論文賞，95年計測自動制御学会論文賞受賞。電気学会，システム制御情報学会，日本原子力学会，ヒューマンインタフェース学会などの会員。