

EOG を用いた視線入力インタフェースの開発

久野悦章[†] 八木透^{††} 藤井一幸[†]
古賀一男^{†††} 内川嘉樹[†]

本論文では、重度肢体不自由者のコミュニケーション支援装置として、眼球運動を利用した視線入力インタフェースを提案する。本インタフェースは、ディスプレイ内のカーソルを視線で動かし、GUI上のメニューを選択するというものである。眼球運動測定法には臨床医学の場で広く用いられているEOG法(Electro-Oculo-Graph)を用いた。キャリブレーションの工夫と、1次遅れ要素を持つ信号処理アルゴリズムの導入により、「ドリフト現象」と「瞬き」に対応している。

Development of Eye-gaze Input Interface using EOG

YOSHIKI KUNO,[†] TOHRU YAGI,^{††} IKKOU FUJII,[†] KAZUO KOGA^{†††}
and YOSHIKI UCHIKAWA[†]

This paper describes an eye-gaze input interface using eye movements. This interface enables a user to move a computer cursor with eye-gaze in order to select a GUI menu. It will be useful as a communication aid for severe mobility handicapped people. As an eye movement recording method, we introduce EOG (Electro-Oculo-Graph), which is widely used in clinical medicine. Drifting and blinking are handled with a unique calibration method and a signal processing with a positive feedback loop.

1. はじめに

進行性筋ジストロフィー、ALS（筋萎縮性側索硬化症）、高位頸髄損傷などの「重度肢体不自由者」は、四肢の運動障害、発声障害、失語症などの重度機能障害を持つ。したがって、会話/筆談/手話などによるコミュニケーションが困難な場合が多い。そこで患者の残存運動機能を活用したコミュニケーション支援装置が求められている。従来は、瞬き/呼吸/手足や頭の動きなどの残存機能を利用したものが研究開発されてきたが^{1)~5)}、最近では「眼球運動」を応用した「視線入力インタフェース」に注目が集まっている。

これまでに「角膜反射光法」や「強膜反射光法」という眼球運動測定法を利用した視線入力インタフェースが提案されてきた^{6)~10)}。しかし「装置のセットアップが難しい」「装置使用に疲労が伴う」「測定が不安定

（誤動作が多い）」「自然視を妨げる」「長時間使用ができない」という点で問題がある。たとえば、角膜反射光法は、目に照射した赤外線反射光の動きをセンサでとらえて眼球運動を測定する手法であり、高い精度で運動の空間的特性を良好にとらえることが特徴である。しかし反射光が得られる位置にセンサを厳密に固定しなければならないため、装置のセットアップやキャリブレーションに時間と労力を要する^{11)~13)}。一方、強膜反射光法は、眼前に固定したフォトダイオードなどの受光素子で眼の黒目と白目の反射比の違いを検出することにより眼球運動を測定する手法である。この手法のセットアップは容易であるが、環境光の変化によって測定精度が左右されるという問題点がある。さらに両手法とも、センサが固定位置から数ミリ程度動いても測定精度に大きな誤差が生じる。そこで実用的な測定精度を得るためには、センサを頭部に頑丈に固定し、センサと目との相対的位置関係を厳密に保つ（この措置を以後「非動化」と呼ぶことにする）必要がある。しかし非動化は使用者の頭部に圧迫感を与えるため、それが疲労、目眩、嘔吐などの原因となり、長時間の使用には向かないことが指摘されている¹¹⁾。使用者の身体から遊離した箇所にセンサを固定して、頭部の動きを何らかの方法で検出しセンサのずれを補正

[†] 名古屋大学大学院工学研究科

Faculty of Engineering, Nagoya University

^{††} 理化学研究所

The Institute of Physical and Chemical Research (RIKEN)

^{†††} 名古屋大学環境医学研究所

Research Institute of Environmental Medicine, Nagoya University

する装置もあるが⁸⁾、非動化が十分に検討されていないことに加えて、センサを目から遠ざけているので角膜からの反射光をとらえることがいっそう困難になり、誤動作が多い。またセンサ（あるいは測定用光源）を眼前に固定する場合、視界の一部が遮られたり、眼精疲労や涙目を引き起こす問題がある。さらに、角膜反射光法と一部の強膜反射光法で使用されている「目への赤外線照射」は、長時間続くと「硝子工白内障」や「日食性網膜炎」などの眼疾患を引き起こす可能性があることも指摘されている^{14),15)}。そこで我々は、これまでに行った眼球運動測定法に関する研究成果^{11),16),17)}を応用し、以下に述べる「EOG法」という眼球運動測定法を採用することで、従来の視線入力インタフェースにおける問題点の解決を試みている^{18),19)}。

眼球は、その前面である角膜が後面の網膜に対して正に帯電しているの、目をはさむように1対の電極を配置すれば、眼球の偏位角に比例して電極間の電位が変動する。この電位を角膜網膜電位 (corneo-retinal potential) といい、このようにして眼球運動を電位変動として測定する手法を「EOG法 (Electro-Oculo-Graph)」と呼ぶ^{11)~13)}。同法は、使用する機器の構成が単純で、機器のセットアップが容易な点が特徴である。測定は、一般に市販されている導電性電極ペーストを塗布した、数グラム程度の重さの皮膚表面電極 (導電性粘着シートを素材とした生体電極も可) を被験者の目の周りの皮膚に貼り、数十 μV 単位の角膜網膜電位を眼振計 (心電図/脳波/筋電などの検査に用いる生体電気アンプでも可) で増幅する。増幅された信号に含まれる眼球運動の成分はDC成分を含む40Hz以下であるため、増幅された信号を80Hz以上のサンプリング周波数で記録すればよい。EOG法は医療現場において眼球運動検査に広く用いられているので、既存の医療機器 (電極、アンプ) を流用できるだけでなく、医療従事者が測定機器を使い慣れているなど、医療機関への導入が容易である。さらに前述の手法に見られるような装置使用にともなう疲労もなく、長時間使用が可能である。そして自然視を妨げることもない。しかしEOG法には、(1) 眼球運動とは無関係に時間経過とともに電位が変動する (ドリフト現象)、(2) 「瞬き」がノイズとして角膜網膜電位に混入する、(3) 電極の貼付位置によっては表情を作る顔筋の筋電が角膜網膜電位に混入することがある、(4) 垂直方向の眼球運動測定精度が水平方向よりも劣る、(5) 人によっては皮膚への電極貼付を不快に感じることもある、という問題点がある。

そこで本論文では、まずはじめにEOGと水平方向

に関する視線角との関係の定量的解析を行い、その解析結果に基づいて、ドリフト現象に対応したキャリブレーション方法を提案する。次に、そのキャリブレーション方法を取り入れた視線入力インタフェースの基本アルゴリズムについて説明する。瞬きはすべての眼球運動測定法における問題点であるが、EOG法の場合、提案する簡単な信号処理でその影響を軽減できる。そこで本論文では複数の被験者にこのインタフェースを試用してもらい、同処理の効果を定量的に示す。なお現段階では、寝たきりの重度肢体不自由者がインタフェースを使用する場合を想定している。そこで被験者の頭部を軽く固定してすべての実験を行っている。また顔筋の影響を比較的受けない「こめかみ」付近に電極を貼付することで、顔筋の影響に対処している^{11),21)}。しかし前述 (4) の問題については、水平方向のみに選択メニューを並べることで問題を回避している。また (5) については今回は検討していない。そこで、それらの問題点の改善方法を今後の課題として末尾に述べる。

2. 角膜網膜電位と眼球偏位角との関係

臨床医学や実験心理学の分野でEOG法を使用する場合、1回の測定時間が数分と短いため、前述のドリフト現象は問題にならないことが多い。そのためEOG法を用いた同分野の従来研究では、「長時間にわたる角膜網膜電位と眼球偏位角との関係」について定量的な検討が行われていない。しかし同法を視線入力インタフェースへ応用する場合には、数十分から数時間にわたる使用が予想されるので、手法の特性を十分に検討する必要がある。そこで我々は、以下に述べるような実験を行い、電極貼付後の時間経過に対する角膜網膜電位と眼球偏位角との関係を調べた。なお、網膜像の大きさは対象物の大きさと網膜からの距離によって決定される。したがって与えられた対象の大きさは、この両方の値で記述する必要があるが、一般に視覚系研究では対象の大きさを表す単位として「視角」が用いられるため、本論文でもそれに準じた²⁰⁾。

2.1 実験システム

実験では、被験者の眼前に設置したコンピュータディスプレイに円形の視覚指標 (大きさ2度) を提示し、被験者にその指標を注視してもらう。その際、EOG法で検出した角膜網膜電位と視覚指標の提示位置データを、一定時間ごとに約70分間にわたって測定した。図1は実験システムの概略を示している。脳波用円形皿電極を、被験者の左右の「こめかみ」に貼付し、眼振計 (DCアンプ) で角膜網膜電位を増幅した (図2(a))。次に、視覚指標を注視しているときの電

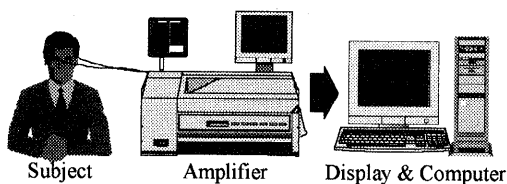
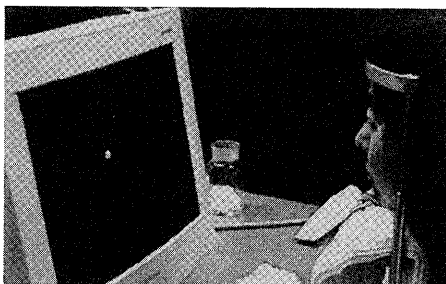


図1 実験システム
Fig.1 Experimental setup.



(a)



(b)

図2 実験風景
Fig.2 Experimental scene.

位を、サンプリング周波数 200 Hz で AD ボード（分解能 12 ビット，16 チャンネル，変換速度 $8.5 \mu\text{sec}$ ，マルチプレクサ切替方式）を介して，一定時間ごとに汎用コンピュータへ取り込み記録した．なお分極の影響を除去するために，電極貼付先の皮脂を消毒用アルコールであらかじめ拭きとった．また，電極が貼付先からはがれないように医療用粘着テープで電極を止めた．そして被験者の額中央部に差動増幅の接地用電極を取り付けた．なお，実験中の頭部の動きを制限するために，顎乗せ台により頭部の動きを拘束し，ディスプレイの水平方向の範囲が，被験者の視野右 30 度から左 30 度になるようにディスプレイの位置を固定した（図 2(b)）．

2.2 実験結果

図 3 は，ある被験者がディスプレイ中央の視覚指標を注視した際，その角膜網膜電位を電極貼付後の経過

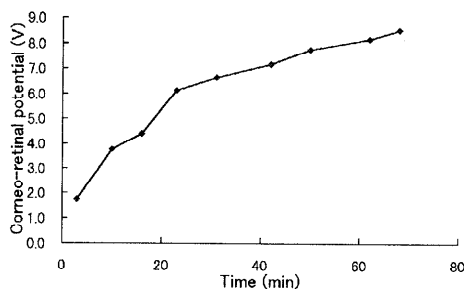


図3 ドリフト現象
Fig.3 Drifting.

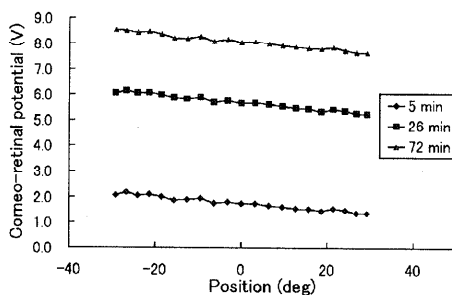


図4 角膜網膜電位と眼球偏移角との関係

Fig.4 Relationship between corneo-retinal potential and eye's angle.

時間に対してプロットしたものである．同図から明らかのように，時間経過に対して電位が大きく変動することが分かる．特に貼付後 30 分までの変動が著しく，その後の変動は小さくなっている．同様の傾向は 7 人の被験者全員について共通して認められた．「30 分」で変動が安定する理由は不明だが，塗布した電極ペーストが皮膚になじむまでの時間ではないかと我々は考えている．しかし他の点ではドリフト現象に関する共通点は見つけられなかった．したがってドリフト現象の定式化は困難と思われる．

次に，ディスプレイ内の様々な位置に提示された視覚刺激を被験者が注視した際，眼球偏移角に対する角膜網膜電位を調べた．図 4 は，ある被験者に対して行った実験結果の一例で，下から順に電極貼付後 5 分，26 分，72 分のグラフである（なおディスプレイ内の左 30 度から右 30 度へかけて 3 度ごとに 21 個の視覚指標を用意し，ランダムな順序で 1 個ずつ 1 秒間提示した）．図 3 でも示したように，ドリフトが原因で，5 分，26 分，72 分と時間を追うごとにグラフの基線が変動している．しかし各時間でみれば，眼球偏移角に対して角膜網膜電位は線形関係を保っていることから，前述したように短時間内の測定ではドリフトは大きな問題にならないことが明確である．さらに各時間

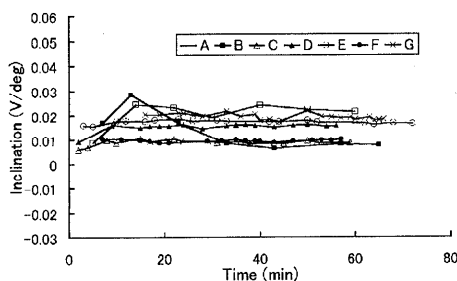


図5 傾きの時間特性

Fig. 5 Dynamic property of inclination.

の点列がほぼ平行に並んでいることも図4から読み取れる。同様の傾向はすべての被験者に見られた。したがって、眼球偏位角と角膜網膜電位の間に存在する線形関係は、時間を追ってもまったく変化しないのかもしれない。この点を明確にするために、最小二乗法を用いて各時間の点列の近似直線（以後、単に「近似直線」と呼ぶことにする）を求め、時間とともにその近似直線の「傾き」がどのように変化するかを調べた。

図5は、電極貼付後の経過時間に対して、近似直線の傾きがどのように変化するかを示している。7人の被験者のうち2人は、電極貼付後15分までに近似直線の傾きが大きく変動しているが、15分以上経過すると被験者全員とも傾きはほぼ一定になることが明らかになった。すなわち、近似直線の傾きが安定した時点でその傾きを記憶しておけば、それ以降この傾きを求める必要はなく、近似直線のドリフトによる「基線の変動分」を補正するだけで、眼球偏移角と角膜網膜電位の関係が求められる。なお、15分以降のわずかな変動を角度に変換すると、最大約2度であることも明らかになった。EOG法による水平方向の眼球運動測定誤差は約1.5度であるので¹²⁾、両者の誤差をあわせると、誤差はヒトの中心窩視（3度～5度）とほぼ同じ大きさであることが分かった（これは視線入力インタフェースのディスプレイに提示される選択メニューの間隔を決める指針になる）。また電極の貼付位置によっては顔筋の筋電が角膜網膜電位に混入することがあることを冒頭で述べたが、本実験では、すべての被験者に対して「こめかみ」に電極を貼付したので顔筋の筋電は問題にならなかった。

3. EOGを用いた視線入力インタフェース

提案する視線入力インタフェースは、「電極」「眼振計」「パーソナルコンピュータ」「A/D変換ボード」「専用ソフトウェア」の5要素から構成され、EOG法で検出した眼球運動（視線移動）に応じて、使用者は眼

前に設置されたディスプレイ内のカーソルを動かすことができる。本章では、EOG法の問題である「ドリフト現象」「瞬き」、そして提案インタフェースの研究途中で明らかになった「カーソルの移動速度」（後述）の問題点を解決するための方法を示す。そして複数の被験者に提案インタフェースを試用してもらい、信号処理の効果と有効性について評価結果を述べる。

3.1 キャリブレーション方法と基本アルゴリズム

角膜網膜電位と眼球偏移角との関係の前述解析結果に基づき、我々は提案インタフェースに、次のようなキャリブレーション方法を用いることにした。

- (1) 電極貼付15分経過後、キャリブレーション点を異なる位置に数カ所提示して近似直線の傾きを求める（以後「多点キャリブレーション (multiple point calibration)」と呼ぶことにする）。
- (2) 近似直線の傾きを求めた後は、1個のキャリブレーション点を用意して定期的にドリフトによる変動を補正する（以後「1点キャリブレーション (single point calibration)」と呼ぶことにする）。
- (3) 電極貼付後30分以降はドリフトによる変動が少なくなるので、1点キャリブレーションを低頻度で行う。

このキャリブレーション方法で得た近似直線の式に、眼球運動測定法を用いて測定した角膜網膜電位を代入すれば、眼球偏移角を簡単に算出することができる。また多点キャリブレーションを1回行うだけでよいため、キャリブレーションに要する時間を短縮することができる。

図6は、視線入力インタフェースにおける基本アルゴリズムのフローチャートを示している。このアルゴリズムは前述のキャリブレーション方法を組み込んだ形になっている。一点キャリブレーションを行ってから経過時間 t がある時間 T に達するまでは、測定した角膜網膜電位から眼球偏移角を算出し、ディスプレイ内のカーソルを注視点に表示するループが実行される。そして、経過時間 t が時間 T を超えるごとに、1点キャリブレーションを行い、ドリフトによる変動を補正する。すなわち時間 T は、前述のキャリブレーション方法(3)で述べた「頻度」を決めるパラメータである。より効率的なアルゴリズムにする場合は、この時間 T を電極貼付後の時間に応じて変化するような関数にして、キャリブレーション方法の(3)を実現すればよい（ただし以下で行う実験では、簡略化のためにこのパラメータを定数としている）。以上のアル

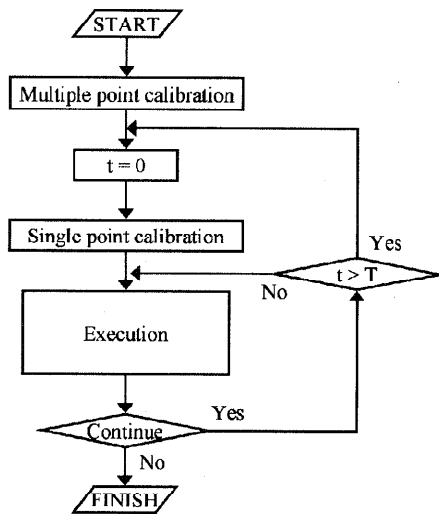


図6 提案する視線入力インタフェースのフローチャート
Fig. 6 Flow chart of eye-gaze input interface.

ゴリズムで、EOG 特有の問題点の1つ「ドリフト現象」に対応できる。

3.2 「瞬き」と「カーソルの移動速度」

前述したアルゴリズムを用いてインタフェースを使用すると、すぐさま2つの問題点に気付く。1つは冒頭に述べた「瞬き」である。EOG 法では瞬きが電気ノイズとして角膜網膜電位に混入するため、何ら信号処理を行わずに角膜網膜電位からカーソルの表示位置を算出すると、瞬きの影響でカーソルがあらぬ方向へ飛び跳ねてしまう。眼振図で見ると、瞬きはスパイク状の波形として観測されるため、このような誤動作が起こるのである。もう1つの問題点は「カーソルの移動速度」である。眼球運動は速い眼球運動と遅い眼球運動に大別できるが、随意的に物を見ようとして注視点を変えるときには「衝動性眼球運動（サッケード運動）」という急速な眼球運動が行われる²¹⁾。被験者が視線でカーソルを動かすときに用いる眼球運動は、主にこの衝動性眼球運動であることが実験の過程で明らかになった。衝動性眼球運動は数百度/秒の速度を持つため、この速度でカーソルを移動すると、視線でカーソルを思いどおりに動かすことが困難、またはまったくできないことが実験から判明した。また実験後のインタビューからも、すべての被験者は「カーソルの移動速度が速すぎる」という印象を持つことが分かった。そこでこれらの問題点を解決するために、以下に述べるような1次遅れ要素を有する信号処理方法を採用した。

図7 は同処理のブロック図で、 $u(n)$ は角膜網膜電位、 $y(n)$ はカーソルの「最終的な」表示位置を示す。EOG 法によって測定された $u(n)$ は、多点キャ

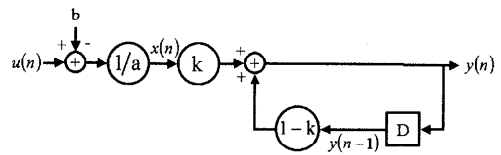
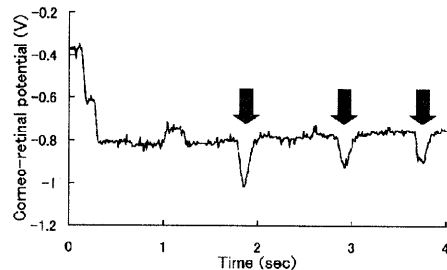
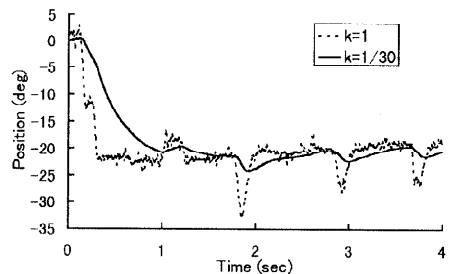


図7 信号処理のブロック図
Fig. 7 Block diagram on signal processing.



(a) Corneo-retinal potential



(b) Calculated Direction

図8 瞬きの影響

Fig. 8 Influence of blinking.

リブレーションによって得た近似直線の傾きを表すパラメータ a と、1点キャリブレーションによって得たドリフト変動補正分を表すパラメータ b を用いて、カーソルの表示位置 $x(n)$ に変換される。

$$x(n) = \frac{u(n) - b}{a}, \quad n = 1, 2, \dots, \quad (1)$$

この時点でカーソルをディスプレイに表示すると、前述の2つの問題（「瞬き」と「カーソルの移動速度」）が生じる。そこで提案する信号処理方法では、カーソルの移動量を決めるパラメータ k を導入した。そして式(2)に示すような1次遅れ要素を用いて、カーソルの移動量を信号処理を施していない場合の k 倍に減らした。

$$y(n) = (1 - k)y(n-1) + kx(n). \quad (2)$$

$$y(0) = 0.$$

$$n = 1, 2, \dots,$$

図8 は、瞬き（図中の矢印）を含む角膜網膜電位のデータ（図8(a)）、および同データに対して、この処

理を適用した結果 (図 8(b)) である。 $k = 1$ が遅れ要素を考慮していない場合を示し、 $k = 1/30$ は $k = 1$ の $1/30$ の移動速度でカーソルを動かした場合を表している。図 8(b) から明らかなように、遅れ要素を考慮しないと ($k = 1$)、カーソルは瞬き成分の影響で飛び跳ねることが分かる。一方、遅れ要素を考慮すると ($k = 1/30$)、カーソルがゆっくりと目標位置 (使用者の視線が停止している位置、すなわち注視点) へ近づき、最終的にはその位置で停止している。また瞬きによる大きな跳躍運動もない。このように 1 次遅れ要素を有した信号処理によって、カーソルの移動速度を遅らせることで、瞬きに起因するスパイク状の波形を平滑化することができた。またパラメータ k を調節するだけでカーソルの移動速度を変更することができるため、ユーザが各々の好みに応じた設定を容易に行えることも提案手法の利点といえる。

3.3 提案信号処理の有効性の検討

次に、前述の信号処理方法を組み込んだアルゴリズムで、実際に提案インタフェースについて検討する。我々は、視線入力インタフェースを使用して行う簡単なタスクを被験者に課し、そのときの「正答率」「1 回の視線入力に要する時間」および「無効の割合」 (定義は後述) を用いて信号処理の有効性を定量的に示すことにした。

「6 択問題」と名づけたこのタスクは、眼前のディスプレイに提示される「大きさ/形が同一で色だけが互いに異なる 6 つの長方形」のなかから、「指示された特定色の 1 つの長方形」を選択するというものである。各色の長方形は水平方向に等間隔で並べられている。その並び順はつねに一定で、あらかじめ被験者に知らせてある。また長方形の提示時間を 4 秒間に設定し、被験者がゆっくりと落ち着いて選択作業を行うことができるようにした。なお各長方形は水平方向 2 度、垂直方向 10 度、各長方形間の中心距離は 10 度である。さらにディスプレイ内のカーソルは 1 度の大きさの円形とし、長方形を提示した直後に中心からスタートすることにした。そしてある長方形の範囲内にカーソルが 1 秒間連続して停止したとき、被験者はその長方形を「選択した」と判断した。また長方形提示時間以内 (4 秒以内) に判断されなかった場合、その選択作業は「無効」として処理するように設定した。このような選択作業を 18 回連続して行い、それを 1 単位の実験とした。そして高速 ($k = 1$)、中速 ($k = 1/30$)、低速 ($k = 1/100$) のカーソル速度でそれぞれ 4 単位の実験を行い、合計で 1 被験者あたり 12 単位の実験を行った (パラメータ k は、前述したカーソルの移動

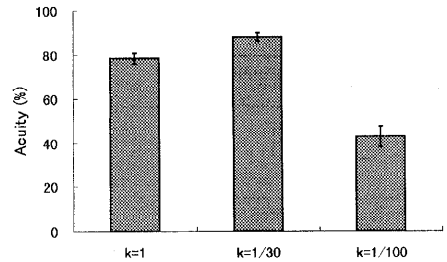


図 9 正答率
Fig. 9 Acuity.

量を決めるパラメータであり、同値が大きいほどカーソルの動きが速い)。

図 9 は、5 人の被験者に対して 6 択問題を解かせた際、各 k における正答率を示している (バーは標準誤差を表す)。なお正答率は式 (3) に示すように、1 単位あたりの選択作業回数 (今回の実験では 18 回) に対する正しく選択できた回数の百分率で示した。

$$\text{正答率} = \left(\frac{\text{正しく選択できた回数}}{\text{選択作業回数}} \right) \times 100. (3)$$

同図から、信号処理を行った場合 ($k = 1/30$) のほうが、信号処理を行わない場合 ($k = 1$) よりも正答率が高いことが分かる。しかし $k = 1/100$ では正答率が低下している。その原因は次のように考えられる。指示された長方形に向けてカーソルが移動する際、他の長方形範囲内をカーソルが通過する。その通過に要する時間が 1 秒を超えるので、その長方形を選択したと誤認される。したがって、 k の値は小さすぎても正答率が悪くなることが判明した。

次に、提案した信号処理の有効性の評価指標として「1 回の視線入力に要する時間」を示す。これは長方形の提示から選択までの時間であり、各 k についてグラフにしたものが図 10 である (バーは標準誤差を表す)。選択に要する時間は、自明なことではあるがカーソル移動速度が速いほど短くなることを同図は示している。

続いて「無効の割合」について評価した。「無効の割合」は、選択作業回数に対して前述の「無効」の回数を百分率で示したものであり、次式のように表される。

$$\text{無効の割合} = \left(\frac{\text{無効の回数}}{\text{選択作業回数}} \right) \times 100. (4)$$

この指標を各 k についてグラフにしたものが図 11 である (バーは標準誤差を表す)。同図は、カーソル速度が速い場合に無効の割合が高いことを示している。

前述の 3 つの評価指標に関する結果から、カーソル速度が低速 ($k = 1/100$) のときは正答率が低いため

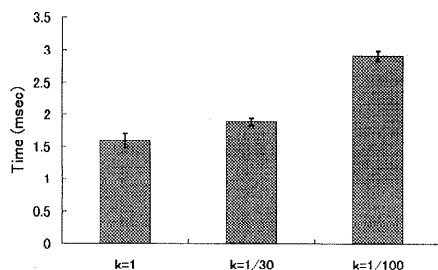


図 10 1 回の視線入力に要する時間

Fig. 10 Selecting time for eye-gaze input.

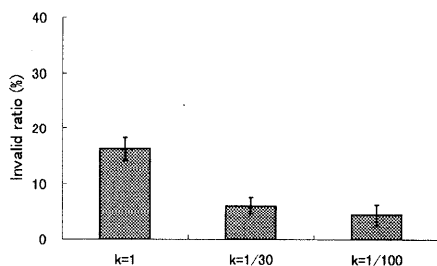


図 11 無効の割合

Fig. 11 Invalid ratio.

に、インタフェースとしての用をなさない。次にカーソル速度が高速 ($k=1$) のとき、1 回の視線入力に要する時間が最も短い、無効の割合が他のカーソル速度の場合の 3 倍近くに達するため、選択できなくなることが多くなり入力の効率は悪くなる。これらの結果から、本実験の場合、 $k=1$ と $k=1/100$ の間で k を調節することにより最適解が得られることが推測される。

4. おわりに

本論文では、重度肢体不自由者のコミュニケーション支援装置として、EOG 法を用いた視線入力インタフェースを提案した。多点キャリブレーションと 1 点キャリブレーションを組み合わせたキャリブレーション方法は、ドリフト現象に対して有効であることを示した。また 1 次遅れ要素を含んだ信号処理アルゴリズムは、瞬きやノイズの影響を減らし、正答率を向上させることができるが、選択に要する時間が長くなるという結果が得られた。結局、正答率と選択に要する時間にはトレードオフの関係があることが判明し、状況に応じて信号処理のパラメータ k を調節する必要があることが分かった。

今後は以下の点について提案インタフェースを改良していく。まず第 1 に現在のアルゴリズムでは、1 秒以

上注視されたメニューが「自動的」に選択されてしまう。そこでキャンセル専用のメニューを常設して、それを注視することで選択のキャンセルを実現する。あるいは、メニューを 1 秒以上注視すると「Yes/No/Cancel」の各項目を記したウィンドウが自動的に開くようにして、それらの項目を注視することにより選択決定を下せるようにしたいと考えている。また現在、眼球運動が水平方向に限定されているので、そのままではメニューを水平に並べた専用アプリケーションが必要となる。そこで今後は、水平方向に限定されている現在の方式を垂直方向へも拡張する。その際、電極貼付のわずらわしさがいっそう問題となる。これを解決する 1 つの方法として、電極を「眼鏡」の鼻パッドに埋め込んだ眼鏡フレームタイプの電極が研究開発されているので²²⁾、これを採用して問題の解決をはかる。あるいは、マイクロマシン技術の応用として無線で信号を送信する小型電極 (テレメータ) の研究開発が進められているので²³⁾、それらの研究成果を導入することも検討する。最近ではバリアフリーの観点から、障害者であっても健常者と同じような生活ができるような福祉機器が求められている。そこで将来は、GUI を多用したアプリケーションソフト (たとえば WWW ブラウザ) を、マウスを使うような感覚で使えるような「ポインティングデバイス」へと、提案インタフェースを発展させていきたいと考えている。

謝辞 本研究を遂行するにあたり名古屋大学先端技術共同研究センターの協力を得た。また、本研究は (財) テレコム先端技術研究支援センターによる「電気通信フロンティア研究開発」の研究助成を受けた。ここに記して感謝する。

参考文献

- 1) 舟久保康, 初山泰弘: 福祉工学, 産業図書 (1995).
- 2) 中島貴恵子, 京極高宣, 蟻塚昌克: 介護福祉の基礎知識 (上), 中央法規出版 (1996).
- 3) 高松鶴吉, 太田 茂: 障害者の可能性を広げるコンピュータ, 中央法規出版 (1990).
- 4) 情報科学国際交流財団: コンピュータと人間の共生, コロナ社 (1994).
- 5) 時事通信社: '97 福祉機器用品最新情報, 時事通信社 (1997).
- 6) 山田光穂, 福田忠彦: ALS (筋萎縮性側索硬化症) 患者用に試作した眼球運動による文書作成・ナースコール装置, Vol.21, No.Supp1, pp.98-99 (1985).
- 7) 山田光穂, 福田忠彦: 眼球運動による文書作成・周辺機器制御装置, Vol.69, No.7, pp.1103-1107

(1986).

- 8) Hansen, J.P., Andersen, A.W. and Road, P.: Eye-gaze control of multimedia system, *Proc. HCI International '95* (1995).
- 9) Khan, A.S., Korde, R. and Muehlen, R.: Use of Pupil Diameter Change for Enhancing Key Selection in Eye-Gaze Systems, *Conference on Intelligent Human Computer Interfaces* (1995).
- 10) Frey, L.A., White Jr., K.P. and Hutchinson, T.E.: Eye-gaze word processing, *IEEE Trans. Systems, Man, and Cybernetics*, 20 (4), pp. 940-950 (1990).
- 11) 荻原良治, 中溝幸夫, 古賀一男: 眼球運動の実験心理学, 名古屋大学出版会 (1993).
- 12) Boff, K.R., Kaufman, L. and Thomas, J.P.: *HANDBOOK OF PERCEPTION AND HUMAN PERFORMANCE*, Vol.2, A Wiley-Interscience Publication (1986).
- 13) 山田光穂: 最近の眼球運動の研究動向, 信学技報, pp.145-152 (1995).
- 14) 石原 忍: 小眼科学改訂第 22 版, 金原出版 (1991).
- 15) William, H. and Spencer, M.D.: *OPHTHALMIC PATHOLOGY*, W.B.SAUNDERS COMPANY, Vol.2 (1985).
- 16) 古賀一男: EMCC 法による眼球運動測定と最近の知見, テレビジョン学会技術報告, VVI 61-2, pp.7-12 (1982).
- 17) Kazuo, K. and Ryoji, O.: A comparison of triple recording methods of eye movement, *Japanese Psychological Research*, Vol.25, No.4, pp.181-190 (1983).
- 18) 久野悦章, 八木 透, 内川嘉樹: EOG を用いたロボットコントロールシステムの開発, 医用電子と生体工学, Vol.35, p.519 (1997).
- 19) 久野悦章, 八木 透, 内川嘉樹: 視線移動を用いた画像選択デバイスの開発, 第 3 回画像センシングシンポジウム講演論文集, pp.125-128 (1997).
- 20) 乾 敏郎: 視覚情報処理の基礎, サイエンス社 (1990).
- 21) 小松崎篤, 篠田義一, 丸尾敏夫: 眼球運動の神経学, 医学書院 (1985).
- 22) 中村延彦, 兵藤國男, 中添 淳, 川名ふさ江, 石山陽事: 絶縁物電極埋め込み型眼鏡による眼球運動検出の基礎的検討, 医用電子と生体工学, Vol.35, p.518 (1997).
- 23) Fujimasa, I.: *MICROMACHINES — A New Era in Mechanical Engineering*, OXFORD UNIVERSITY PRESS (1996). (論文著者に配布).

(平成 9 年 7 月 7 日受付)

(平成 10 年 3 月 6 日採録)



久野 悦章

平成 10 年名古屋大学工学部電子情報工学科卒業。現在, 同大学大学院工学研究科電子情報学専攻博士課程前期課程に在学中。生体信号を用いたインタフェースに関する研究に従事。IEEE, 計測自動制御学会各会員。



八木 透

平成 6 年日本学術振興会特別研究員。平成 8 年名古屋大学大学院工学研究科博士課程修了。同年理化学研究所基礎科学特別研究員。神経生物学の工学的応用研究に従事。博士(工学)。ARVO, IEEE, 神経科学学会, 神経回路学会, 電子情報通信学会各会員。



藤井 一幸

平成 6 年名古屋大学工学部情報工学科入学。現在に至る。生体信号を用いたインタフェースに関する研究に従事。



古賀 一男

昭和 21 年北九州市生。広島大学卒業。京都大学大学院, 同助手を経て, 名古屋大学現職。眼球運動が関与する様々な視知覚に関して, 眼球運動計測のあたらしいハードウェアの開発, 運動視にかかわる眼球運動の関与, 身体運動-眼球運動-視知覚の相互作用等を主な研究とする。所属学会は, 日本心理学会, 日本視覚学会, 日本生理学会, 日本宇宙航空環境医学会, 日本宇宙生物科学会, 日本神経回路学会等会員。



内川 嘉樹(正会員)

昭和 44 年名古屋大学大学院博士課程満了。同年, 同大学助手, 同助教授を経て, 昭和 60 年同教授。現在, ニューロ, ファジー, GA, 自律分散システム, バーチャルリアリティ, 電子計算法等を利用したシステム技術の基礎, 産業への応用に関する研究に従事。工学博士。日本電子顕微鏡学会各会員。