

ヘッドホンを用いた EOG 法による 視線入力インタフェース

真鍋 宏幸^{†1} 福本 雅朗^{†1}

日常生活への導入を目的として、ヘッドホンを用いた EOG 法に基づく視線入力インタフェースを提案する。まず、耳介周辺や外耳道に配置した電極を用いた EOG 計測により、顔面を覆うことなく視線検出が可能であることを明らかにする。次に、EOG の振幅減少にともなうドリフトの増大、および水平/垂直成分の重畳に対し、複数の電極ペアから得られる多数の EOG にカルマンフィルタを適用する手法の有効性を示す。そのうえで、電極を組み込んだオーバヘッド型およびインイヤ型のプロトタイプとデモアプリケーションの製作を行った。本手法により、ヘッドホンを装着するだけで、注視したビジュアルタグの読み取りや視線の動きによる音楽プレーヤの操作などが可能になる。

EOG-based Gaze Input Interface Using Headphones

HIROYUKI MANABE^{†1} and MASAOKI FUKUMOTO^{†1}

A headphone-shaped gaze input interface aimed at the use in daily life is proposed. The paper indicates that EOG can be detected by electrodes attached on / around the ears, and eye-tracking without covering the user's face can be realized. Issues about increasing drift and mixture of horizontal and vertical elements of the gaze are solved by applying Kalman filter to many EOG signals from multiple pairs of electrodes. Two headphone prototypes (overhead-shaped and in-ear-shaped) and demo applications were developed. The users can get the information just by gazing visual tags and control portable music players by eye movements.

^{†1} NTT ドコモ先進技術研究所

NTT docomo Research Laboratories

1. はじめに

視線あるいは目の動きは、日常生活の中で利用できるインタフェース手段として有効である。たとえば、周囲雑音の影響を受けないハンズフリー入力や、注視による素早いポイントング/オブジェクト選択などが可能となる。視線計測は主として、安全性の評価や認知機構の解明に使われてきており、最近では web ページやコンテンツの評価にも使用され始めている。一方、視線をインタフェースとして利用する試みは、障害者向けなど特殊な状況を想定したものととどまっている^{1)–5)}。従来の視線計測デバイスは、高精度な計測が可能である反面、ユーザの移動を制限する、顔面をデバイスが覆う、視野の一部を遮るなどの課題があった。日常生活での使用を考えた場合、計測精度の向上より、むしろ装着の簡便さや生活活動を阻害しないことが重要だと考えられる。

そこで我々は、すでに多くの人が日常的に装着しているヘッドホンに着目した。ヘッドホンに電極を設置し、EOG 法 (ElectroOculography) に基づいた視線計測を行うことで、ユーザに新たな機器装着の負担を感じさせることなく、日常生活に視線入力を取り入れることが可能になる。通常、EOG 法では眼球近傍に電極を貼付するが、原理を考えれば必ずしも眼球近傍に配置する必要はない。すでに我々は、大型のオーバヘッド型ヘッドホンを用いて EOG が計測できることを示してきた⁶⁾、電極の位置と EOG の関係や、ドリフトの低減、視線の水平/垂直成分の分離手法などについては詳しく述べられていなかった。

本論文ではまず 3 章で、ヘッドホン装着部位である耳介やその周辺、さらに外耳道など様々な部位から EOG が計測可能であることを示す。一方で、信号源である眼球との距離が離れることによる S/N 比の低下 (視線成分に対するドリフトの増大)、計測した EOG への視線の水平/垂直成分の重畳など、ヘッドホンを用いた EOG 計測で生じる課題についても述べ、さらに各 EOG のドリフトの相関が弱いことを実験により示す。次いで 4 章では、視線と EOG の関係をモデル化し、複数の電極で検出した多数の EOG にカルマンフィルタを適用することで、ドリフトの低減と視線の水平/垂直成分の分離が可能であることを示す。5 章で、オーバヘッド型およびインイヤ型ヘッドホンへの実装と、「注視」によるビジュアルタグの読み取り、視線の動きによる音楽プレーヤの操作アプリケーションについて述べる。

なお、スイッチやマイクを設置したり、外耳道の動きを検出⁷⁾ したりすることで、ヘッドホンを入力装置として使用した例はいくつかあるが、本研究の目的は、ユーザに新たな機器装着の負担を感じさせることなく、日常生活に視線入力を取り入れることであり、単にヘッ

ドホンに入力機能を付加することではない。

2. 視線計測手法

視線計測手法には、光学的/電気的/物理的手法の3種類が知られている。光学的手法には、近赤外光の角膜での反射（プルキニエ像）を検出する角膜反射法⁸⁾、近赤外光の反射を利用し角膜および強膜の境界を検出する強膜トラッカ法⁹⁾のほか、赤外光の代わりに周囲の環境光を利用した手法¹⁰⁾が知られている。角膜反射法は、精度が高く計測の手間も少ないため、視線計測手法としては最も一般的である。電気的手法である EOG 法は、眼球近傍に複数の電極を貼付し、眼球運動にともなう電位変化から視線推定を行う。比較的簡便で計測範囲が広いこと、主に医療分野で用いられている¹¹⁾。一方、物理的手法には、角膜にコイルを装着するサーチコイル法や、微小な鏡を装着するオプティカル・レバー法がある。精度は高いものの、ユーザの負担が大きい。

視線計測デバイスには、装着型と卓上型がある。卓上型デバイスは机で作業している場合など、計測対象となるユーザの頭部の移動範囲や向きが限られているときに用いられる。装着の手間を省くことができ、計測手順の簡略化も進められているが^{8),12)}、利用場所の制限を受けるといった課題がある。一方の装着型デバイスは、頭部への固定を行うため、メガネやゴーグルなどの形状をしていることが多い。装着型デバイスを用いた場合、移動範囲の制約はなくなるが、視野の一部が遮られてしまう（光学的手法）、多数の電極で眼の周囲が覆われてしまう（EOG 法）という問題があった。

2.1 EOG 法による視線計測

眼球には網膜側を負、角膜側を正とする網膜角膜電位が存在するため、眼球運動にともなって近傍の電位分布が変化する。EOG 法は、皮膚表面に貼付した電極により網膜角膜電位を検出し、視線を計測する手法である。2つの電極ペアの電位差である EOG と視線の関係は線形と見なせるため¹³⁾、視線への変換は容易である。また、計測範囲が広く、閉眼時の眼球運動も計測できるという特徴がある。通常は、高い S/N 比で眼球運動の水平/垂直成分に直接対応した EOG を得るために、眼球近傍の上下左右に電極を配置する。

視線方向（の変化量）は EOG の直流レベル（の変化量）に直接対応するため、EOG 計測では一般に直流増幅器が用いられる。そのため、直流レベルが時間とともに変化してしまうドリフトは、大きな課題となっている。ドリフトの原因として、増幅器自体のドリフト、分極、眼の順応などが考えられているが¹⁴⁾、根本的に解決することは難しい。

従来、ドリフト低減手法として、銀-塩化銀電極の利用や皮膚の前処理、電極貼付後に信

号が安定するまで待つなどの計測テクニック¹⁵⁾、各種の信号処理による手法などが用いられてきた。信号処理による手法には、交流増幅器で増幅した EOG から視線を推定する手法^{16),17)}、直流増幅器を用いた場合には、低速の眼球運動は発生しない¹⁸⁾、注視するターゲットは既知の数個しかない¹⁹⁾などの仮定を設ける手法などがある。また、ドリフトにより生じてしまったオフセットを、キャリブレーションにより解消することもしばしば行われるが²⁰⁾、表示画面やターゲットボードなどの提示デバイスが必要となる。日常的に使用することを考えれば、検出対象の眼球運動に制限を設けるのは望ましくなく、提示デバイスを持ち歩いて頻繁にキャリブレーションを行うのも現実的ではない。

また、複数の電極が眼を取り囲む形になってしまうことも EOG 法の課題である。貼付する電極数の削減^{3),21)}、ゴーグル²²⁾、はちまき²³⁾、帽子³⁾への電極組み込みなどが行われているが、対面コミュニケーションにおいて重要な役割を担っている顔を覆ってしまうことに変わりはなく、そのままでは日常生活への導入は難しい。

そもそも、電極を眼球近傍に配置する理由は、高い S/N 比の信号を得るためである。仮に眼球から離れた位置に配置した電極で十分な品質の EOG を得ることができれば、顔を覆わずに視線計測を行うことが可能になる。しかし、従来研究において、眼球から離れた部位で EOG を計測した例はほとんどなく、どの部位でどのような EOG が得られるのか、明らかではなかった。また計測が行えたとしても、S/N 比の低下などの新たに生じる課題を明らかにする必要がある。

それらの課題に対し、本論文では複数の EOG へのカルマンフィルタの適用を試みる。EOG へのカルマンフィルタの適用例として、EOG を自己回帰モデルにあてはめ、モデル係数の推定にカルマンフィルタを用いた Bonnet らの研究²⁴⁾があげられる。彼らは、モデルによる予測値と観測値との差を用いて、眼球運動（主にサッケード）の有無を判定することを目的としており、視線方向の推定や、滑動性眼球運動などの低速な眼球運動とドリフトの弁別は行っていない。また、Bonnet らの手法を含め、従来手法では単独の EOG に着目していたのに対し、提案手法は多数の EOG を計測し各信号間の相関を利用する点が異なる。

3. ヘッドホン装着部位からの EOG 計測

EOG 法を日常的に利用するためには、電極を眼球から遠ざけるだけでなく、簡便な固定方法についても考えておく必要がある。我々は、すでに日常的に利用されており、頭部の皮膚に直接接触するデバイスであるヘッドホンに着目した。イヤパッドなどに電極を組み込めば、ヘッドホンを装着するだけで電極の固定が完了し、日常生活を阻害することなく視線計

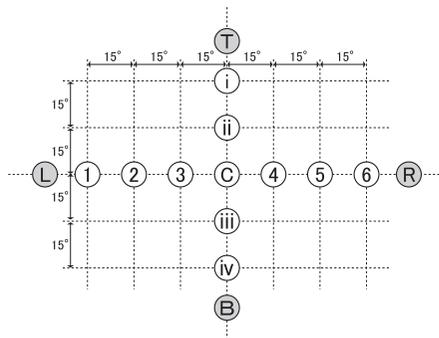


図 1 注視実験時のターゲット配置
Fig.1 Target arrangement for the gaze measurements.

測が行えるようになる。

まず、ヘッドホン装着部位を想定した EOG 計測実験を行い、その可能性と課題を明らかにする。そのために、被験者の視野角で 15 度間隔となるよう水平方向に 7 個、垂直方向に 5 個のターゲット（図 1．ターゲット C が正面）を用意し、顔を動かさずに眼球を動かしてターゲットを注視したときの EOG を計測した。なお、図中で網掛けとなっている R, L, T, B はターゲットではなく、眼球を最大限に動かしたときの右, 左, 上, 下の視線位置を表す。計測には Neuroscan 製 SynAmps²（増幅率 10 倍, 24 ビット AD 変換）を用い、DC カップリング, 30 Hz のローパスおよび 50 Hz のノッチフィルタを適用したうえで、200 Hz でサンプリングを行った。

3.1 耳介周辺での EOG 計測

はじめに、オーバヘッド型のヘッドホンが皮膚に直接接触する部位、つまり耳介およびその周辺に電極を配置し、EOG 計測を行った。

図 2 の左側に、水平方向の眼球運動を計測した際の電極配置を示す。電極 A は通常の EOG 計測部位、電極 B は大型のヘッドホンのイヤパッドが当たる部位、電極 C は耳介の前方、電極 D は耳垂、電極 E は耳介後方の側頭部、電極 F は耳介の裏側（側頭部ではなく耳介に貼付）にそれぞれ配置した。反対の側面にも同様の位置にペアとなる電極が配置されている。これらの電極に加え、アース電極が類に 1 つ貼付されている。すべて市販の使い捨て銀-塩化銀電極^{*1}を用いており、電極貼付前に研磨剤を用いて皮膚を擦りアルコールによる清拭を行っている。なお、接触インピーダンスの計測は行っていない（以降の計測でも

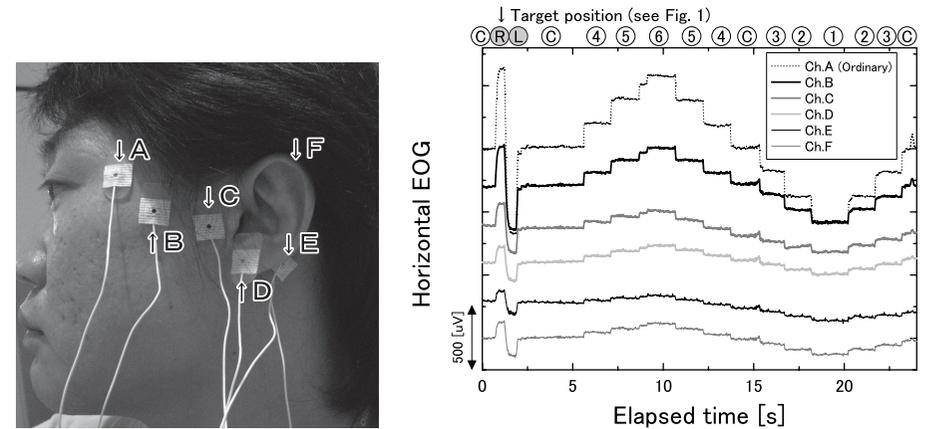


図 2 電極配置と EOG 計測結果（水平方向）
反対側の側面にも、対称の位置にペアとなる電極が配置されている。
Fig.2 Electrode arrangement and measured EOG (horizontal).

同様）。

右左に最大限視線を動かし（C R L C）、次いで 4 5 6 と正面から順にターゲットを注視したときの EOG 計測結果を図 2 の右側に示す（注視するターゲットは図の上部に記載。以下同様）。“Ch.A”は電極 A と人体正中面を挟んで対称位置にある電極（図示していない）から得られる EOG を表しており、他も同様である。本図から、電極が眼球から離れるに従い EOG の振幅が小さくなっていることが分かる。通常の EOG である Ch.A に対し、Ch.B はおよそ 1/2、Ch.C, D, F は 1/4~1/5、Ch.E は 1/8 程度に減衰しているが、最も遠い Ch.E であっても眼球を最大限に動かした場合に 100 μV 以上の振幅が得られている。

次に図 3 の左側に、垂直方向の眼球運動を計測した際の電極配置を示す。電極 a, a' が通常の EOG 計測部位である。図 2 との違いは、電極 B の位置に対して上下に電極 b, b' が配置されていること、耳介近傍の上下に電極 c, c' が配置されていることである。計測結果を図 3 の右側に示す。Ch.a（通常の EOG）は電極 a-a'（振幅が大きいため 1/10 に縮小表示）、Ch.b は電極 b-b'、Ch.c は電極 c-c'、Ch.d1 は電極 d-d'、Ch.d2 は電極 d-d'' の各

*1 日本光電製 NCS 電極 NM-31。

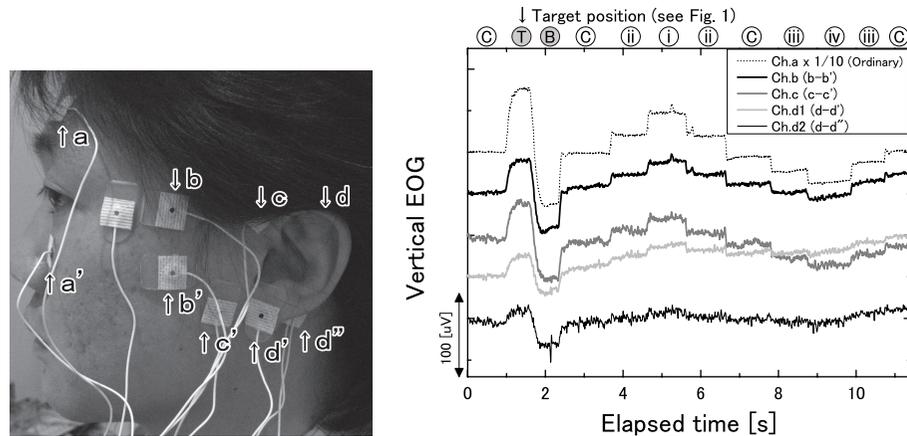


図 3 電極配置と EOG 計測結果 (垂直方向)
Fig.3 Electrode arrangement and measured EOG (vertical).

電極ペアから得られる EOG である。図に示すすべての EOG で眼球運動にともなう変化が観測できるが、水平方向と異なり、通常の EOG に対して振幅が著しく減少している。たとえば、最も眼球に近い Ch.b であっても最大振幅は $80 \mu\text{V}$ 程度であり、通常の EOG に比べ $1/20$ ほどである。Ch.d1, d2 では最大振幅は $50 \mu\text{V}$ 以下であり、ノイズが目立つ。

これらの結果から、振幅の減少や S/N 比の低下が見られるものの、耳介周辺からでも EOG を計測できることが分かった。

3.2 外耳道およびその近傍の耳介での EOG 計測

次にカナル/インイヤー型のヘッドホンを想定し、外耳道入口部およびその近傍の耳介から EOG 計測を行った。外耳道や耳介の表面は平坦ではなく、通常の電極を貼付することができないため、被験者の耳介形状に合わせた耳型電極を製作した。右耳用の耳型電極を図 4 の写真に示す。右耳用の 4 カ所 (1 カ所はアース電極を想定)、左耳用の 3 カ所に銀-塩化銀インク^{*1}を塗布し、電極として用いた。この電極は乾式電極であり、先の実験で用いた使い捨ての湿式電極とは異なる。なお、外耳道に電極を設置して蝸電図を計測する例²⁵⁾はあるが、EOG を計測した例は見あたらない。

*1 BAS 製参照電極用銀塩化銀インク (No.011464)。

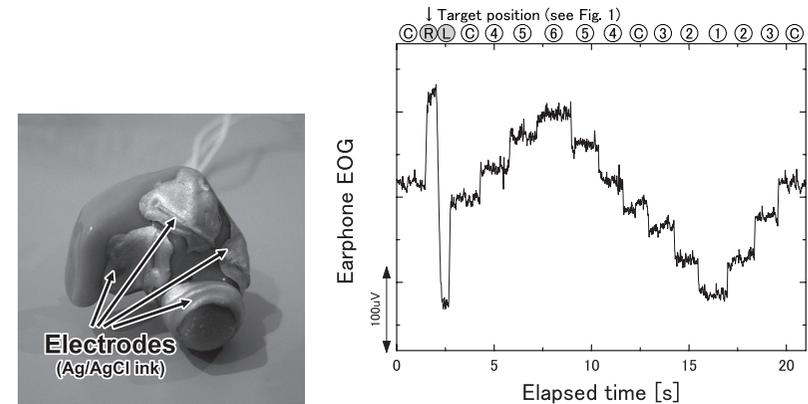


図 4 製作した耳型電極と EOG 計測結果 (Earphone EOG . 水平方向のみ)
Fig.4 The ear-shaped electrodes and measured EOG (Earphone EOG. Horizontal only).

図 4 の右側に、水平方向の計測を行った結果を示す。最大振幅は $250 \mu\text{V}$ 程度であり、眼球からの距離がほぼ同じとなる図 2 の Ch.D, F と同等である。一方、垂直方向に関しては、振幅が非常に小さく計測は困難であった。なお、この耳側電極には片側に 3 個ずつの導出用電極があり、 $3 \times 3 = 9$ 種類の (水平方向の) EOG をとりうる。それぞれの EOG によってドリフトやノイズの程度は異なるものの、眼球運動にともなう電位変化に大きな違いは見られなかったため、代表となる 1 つのみを示している。この実験から、視線の水平成分であれば、外耳道入口部およびその近傍の耳介からでも EOG を計測できることが分かる。

以降では、眼球近傍の上下左右に配置した電極で計測される通常の EOG を *Ordinary EOG*、ヘッドホンが接触しうる部位に配置した電極で計測される EOG を *Headphone EOG* と表記する。さらに *Headphone EOG* のうち、製作した耳型電極などを用いて外耳道入口部およびその近傍の耳介から得られる EOG を、特に *Earphone EOG* と表記する。

3.3 課題

以上の実験から、電極を耳介周辺や外耳道入口部およびその近傍の耳介に配置しても、振幅は減衰するものの EOG 計測が可能であることが明らかとなった。次に、従来からの課題であるドリフトに加え、電極配置の変更によって生じる水平/垂直成分の重畳問題について述べる。なお、以降の *Headphone EOG* では、実際の大型ヘッドホンのイヤパッド部を想定した、より実践的な電極配置 (図 5 の 1~4 の左右 4 電極とアース電極の計 9 電極) を

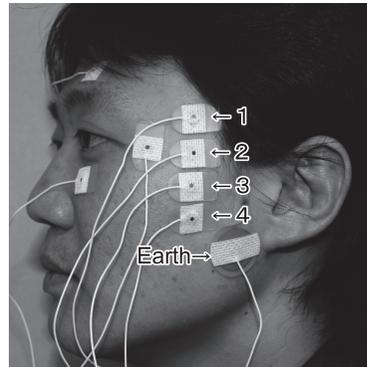


図 5 大型ヘッドホンのイヤパッド部を想定した電極配置
Fig.5 Electrode arrangement assuming to large headphones.

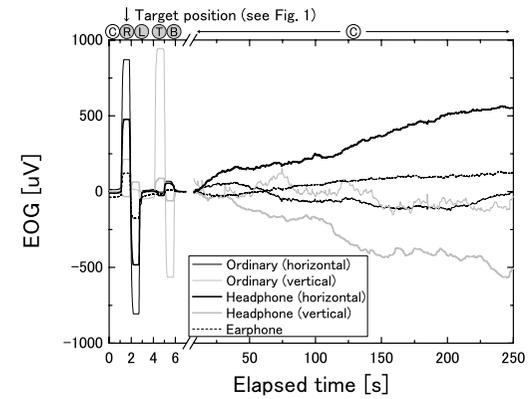


図 6 ドリフトの一例
Fig. 6 An example of the drift.

用いている。

3.3.1 ドリフトの増大

図 2 や図 3 を見れば、EOG の振幅減少ともなって、高い周波数のスパイク状のノイズが目立つようになっているが、このノイズは瞬目除去のために用いるメディアンフィルタで取り除くことができる。一方、ドリフトを単純なハイパスフィルタによって除去する場合、低速な眼球運動（滑動性眼球運動や前庭動眼反射など）も同時に取り除かれ、推定精度が低下してしまう。

ここでドリフトの例として、視線を大きく動かし、その後 1 点を注視し続けたときの EOG 計測結果を図 6 に示す。電極貼付直後は直流レベルが不安定であるため、電極貼付後 10 分程安静にしてから計測を開始した。本図は、水平/垂直に対応する *Ordinary EOG*、両側および同側の電極ペアを用いた *Headphone EOG*（前者は図 5 の電極 1 と反対側の電極 1 のペアで水平に対応、後者は図 5 の電極 1 と電極 3 のペアで垂直に対応）、および図 4 に示した耳型電極を用いた *Earphone EOG* を同時に計測し、瞬目除去を目的とした 1 秒間のメディアンフィルタを適用した結果である。なお、最初に眼球を大きく動かし直後に正面を見たときの直流レベルでオフセットを補正している（以降の図でも同様）。本図から、直流レベルが徐々に変化しており、ドリフトが発生していることが分かる。ドリフトの大きさや向きは、EOG を導出する電極のペアによってそれぞれ異なっており、さらにドリフトの傾きも一定ではない。ドリフトの大きさに着目すると、本例の *Headphone EOG* と *Earphone*

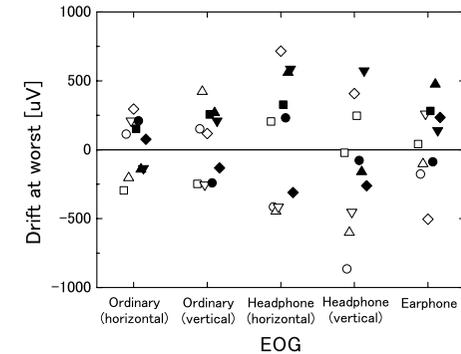


図 7 多数試行時におけるドリフトの最悪値
Fig. 7 The drift in multiple trials.

EOG では、*Ordinary EOG* と比べて同程度、もしくはそれ以上となっている。一方、眼球運動ともなう EOG の振幅は、*Ordinary EOG* と比較して *Headphone EOG* では水平方向で 1/2 程度、垂直方向で 1/20 程度、*Earphone EOG* では水平方向で 1/5 程度に減衰しているため、相対的に 2~20 倍（以上）に増大したドリフトに対処しなければならない。

次に複数試行時におけるドリフトについて述べる。図 6 と同様の試行を 10 回行ったときのドリフトの分布を図 7 に示す。本図は、1 日 2 回、5 日間にわたって EOG 計測を行い、

1 点注視後 240 秒間の間で、基準点からの変位が最も大きな点をプロットしたものである (試行ごとに使い捨て電極を交換). 0 に近いほどドリフトが小さいことを示す. それぞれの試行に対し異なるシンボルを割り当ててあり, 同じシンボルは同一試行時を表す. 電極貼付位置が同一であっても, ドリフトの大きさや向きは試行ごとに様々であり, 特定の傾向を確認することはできない. また, 図 7 から算出される各 EOG 間のドリフトの相関係数は $-0.32 \sim 0.17^{*1}$ となっており, 相関はほとんど見られなかった. つまり, ドリフトは計測のつど異なっており, さらに他の電極ペアから得られる EOG のドリフトとは独立であるといえる. 以上の観察から, 電極電位や分極特性の変動など, 電極と皮膚の局所的な電気的/化学的な現象が, 差動計測を行っている 2 つの電極で異なることがドリフトの主原因であると考えられる. この結果は, 複数の電極で EOG 計測を行うことでドリフトの抑制が可能であることを示唆しており, たとえば単純に平均を算出するだけでもドリフトを取り除くことができる.

3.3.2 水平/垂直成分の重畳

通常の EOG 法では, 電極を眼球近傍の上下左右の対称位置に配置することで, 眼球運動の水平/垂直成分が分離された EOG を得ることができる. しかし, 耳介周辺のヘッドホン装着部位から EOG を計測する場合には, 電極配置の制約 (眼球に対して対称位置への配置が困難) から, 計測した EOG には水平/垂直成分が重畳する. 水平/垂直方向のターゲットを順に注視したときの EOG に, 400 ms のメディアンフィルタを適用した結果を図 8 に示す.

同時に計測した *Ordinary EOG* (図 8(a)) では, 多少重畳が確認できるものの, ほぼ水平/垂直の成分が分離されている. 一方, 図 8(b) に示した *Headphone EOG* の 2 つの例 (Horizontal: 図 5 における電極 1 と反対側の電極 1, Vertical: 電極 1 と電極 4 から得られる EOG. Horizontal は 1/5 に縮小表示) では, Horizontal には水平成分のみが現れているものの, Vertical には垂直成分と同程度の大きさで水平成分が重畳されている.

重畳される割合は電極の位置によって決まるため, 最低 2 つの EOG 信号を用いれば水平/垂直成分の分離は可能である.

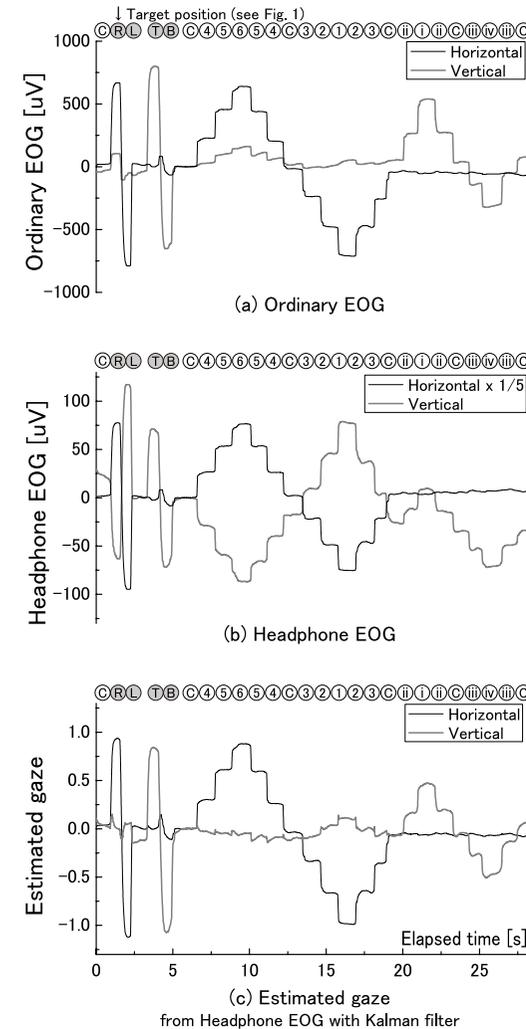


図 8 水平/垂直成分の分離
Fig. 8 Separation of horizontal and vertical elements.

*1 電極を共用していない EOG 間の相関係数. 1 つの電極を共用している *Headphone EOG* の horizontal と vertical の相関係数は 0.87.

4. 複数の EOG を用いた視線推定

以上の実験結果から、ヘッドホンを用いた視線計測を行うためには、ドリフトの増大、水平/垂直成分の重畳という課題を解決する必要があるが、いずれの課題も複数の EOG を用いることで解決できると考えられた。平均を算出することでドリフトを取り除くなどの単純な方法も考えられるが、眼球運動にともなう振幅が各 EOG で異なることが考慮されないことや、特定チャンネルに重畳した大きなノイズの影響を受けやすいという問題がある。そこで、本論文では EOG と視線の関係をモデル化し、多数の EOG にカルマンフィルタ（付録参照）を適用することで両課題の解決を試みた。

4.1 原 理

過去の研究から、視線の変化量と EOG の変化量は線形であると見なせる¹³⁾。2 つの電極 i と j で得られる EOG を $EOG_{ij}(t)$ 、視線を表す 2 次元ベクトルを $x(t)$ 、視線から EOG への変換行列を Z_{ij} とすると、

$$EOG_{ij}(t) = Z_{ij} \cdot x(t) + e_{ij}(t) \quad (1)$$

と表すことができる。ここで、 $e_{ij}(t)$ はドリフトを含むノイズ項である。電極が 3 つ以上ある場合には、

$$EOG(t) = (EOG_{12}(t), \dots, EOG_{ij}(t), \dots)^T \quad (2)$$

とおき、同様に Z 、 $e(t)$ を定義すると、

$$EOG(t) = Z \cdot x(t) + e(t) \quad (3)$$

と書くことができる。さらに、 $\Delta EOG(t) = EOG(t) - EOG(t-1)$ とすれば、

$$\Delta EOG(t) = Z \cdot \Delta x(t) + \Delta e(t) \quad (4)$$

となる。 $e(t)$ は、ドリフト成分を含むノイズ項であり、 $\Delta e(t)$ とすれば、直流成分のオフセットは除かれる。さらに、視線の速度ベクトルと直前の速度ベクトルを次式のように定式化する。

$$\Delta x(t+1) = F \cdot \Delta x(t) + w(t) \quad (5)$$

式 (4)、(5) は、カルマンフィルタで想定する基本的なモデルであり、カルマンフィルタを使って観測値の $\Delta EOG(t)$ から $\Delta x(t)$ を求めることができる。さらに、視線 $x(t)$ は、基準位置 x_0 を使って

$$x(t) = \sum \Delta x(t) + x_0 \quad (6)$$

と求めることができる。

本手法を適用するためには、 Z 、 $\Delta e(t)$ 、 x_0 を設定する必要がある。正確な視線推定を行うためには、厳密な値が必要となるが、本論文では日常生活での利用を想定しているため、精度よりも設定手法の簡便さが求められる。

Z および $\Delta e(t)$ は、キャリブレーションによって取得する。たとえば、ヘッドホン装着時に視線を素早く上下左右に動かし（ $\Delta e(t)$ が無視できるため、 Z が求まる）、その後 1 点を注視する（ $\Delta e(t)$ の共分散行列が求まる）ことで、ディスプレイなどの外部デバイスによるターゲット提示を行うことなくキャリブレーションが可能である。EOG と視線の変換係数は、電極貼付後の経過時間によらず一定であるため²⁰⁾、 Z は 1 度求めれば十分である。一方、 $\Delta e(t)$ はドリフトの傾き変化に応じて再設定が必要となるが、過去の計測データを用いた推定と自動更新が可能であり、ユーザが意識する必要はない。

視線方向を求めるときには、正確な x_0 が必要になる。 x_0 に対応する EOG の値はドリフトにより刻々と変化するため、適時 x_0 を補正することが必要となる（オフセットキャリブレーション）。このキャリブレーションは、その時点での視野の「中心」だけを求めればよいので、たとえば視線を素早く左右に最大限動かした後に正面を注視すると決めておけば、簡便に行うことができる。さらに、ユーザが要求するときのみ視線方向を推定するのであれば、入力コマンドに相当する視線の動きの一部にオフセットキャリブレーションを兼ねさせることで、ユーザに意識させずにオフセットキャリブレーションを行うことができる。

4.2 評 価

本手法の有効性を確認するために、Headphone EOG および Earphone EOG を用いた評価実験を行った。

4.2.1 ドリフトの低減

図 9 に 1 点を注視し続けたときに、同時計測を行った Ordinary EOG (a)、図 5 に示した電極配置による Headphone EOG (b)、耳型電極による Earphone EOG (c) の一例を示す（400 ms のメディアンフィルタを適用）。Headphone EOG には 8 個の電極があるため、 $sC_2 = 28$ 通りの EOG を示しており、Earphone EOG は左右 3 個の電極から得られる水平方向の $3 \times 3 = 9$ 通りの EOG を示している。また、Headphone EOG および Earphone EOG に対しては、カルマンフィルタを適用した結果も示している^{*1}。

本図によれば、複数の EOG のドリフトは様々であり、Headphone EOG や Earphone

*1 提案手法を適用した場合、視線の水平/垂直成分は正規化されて出力される。本図では比較のために EOG の振幅に合わせて表示を行っている。

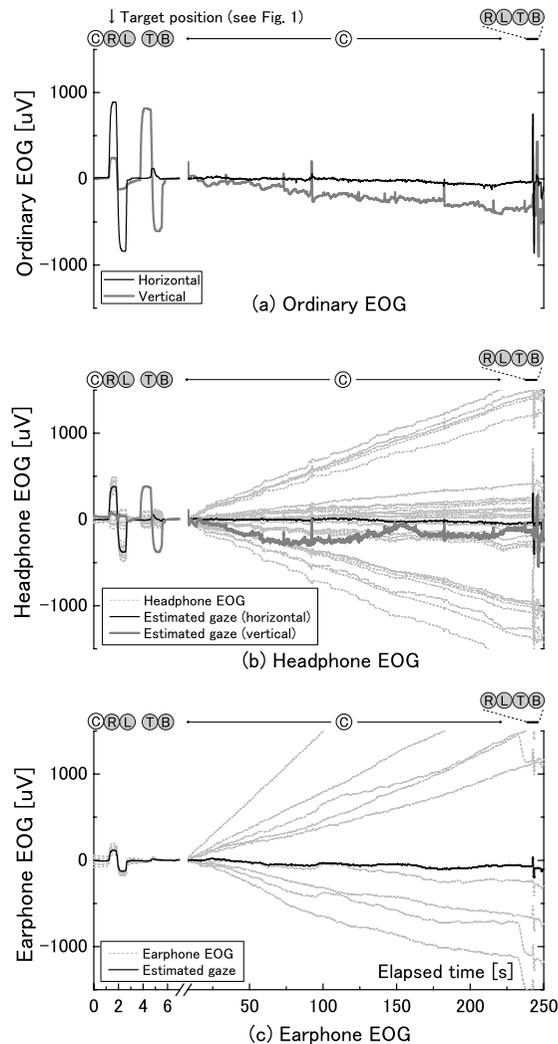


図9 カルマンフィルタによるドリフトの低減
Fig.9 Reduction of the drift using Kalman filter.

EOGで最もドリフトが小さいEOGでは、非常に安定した信号が得られている。ドリフトの小さなEOGのみを選び、それを直接利用すればよいとも考えられるが、それが目的の位置に配置した電極から得られるEOGであるとは限らず、そもそも視線方向が分からなければドリフトが小さいかどうか分からない。一方、本手法を適用した場合には、多数のEOGを用いて推定を行うため、個々のドリフトによらずに視線を推定することが可能である。図9から、本手法を適用することでHeadphone EOG, Earphone EOGいずれに対しても、ドリフトを低減させることができていることが分かる。

なお、ドリフトの傾き変化に対応するため、カルマンフィルタの $\Delta e(t)$ の共分散行列を常時更新しているが、約240秒経過後の大きな視線の動きも正しく推定できている。

4.2.2 水平/垂直成分の分離

同様に求めたカルマンフィルタを用いて、図8(b)のHeadphone EOGに対して水平/垂直成分の分離を行った結果を図8(c)に示す。垂直成分に水平成分の影響が見られるが、ほぼ正しく水平/垂直成分を分離できている。このように、複数のEOGに対してカルマンフィルタを適用することで、ドリフトの低減と水平/垂直成分の分離の双方が可能となる。

4.2.3 視線推定精度

次にHeadphone EOGを用いた視線推定精度の評価を行った。図1をベースに、15度間隔で水平方向に7、垂直方向に5となる計35個のターゲットを用意した。視線をC 6 1 C i i v Cと動かして初期キャリブレーションを行った後、ランダムに指示されるターゲットに視線を移動させ、5秒間注視する。視線を移動させる直前の位置を基準として、ターゲット注視後5秒経過時の視線推定位置を求めた。成人男性3名(全員コンタクトレンズ装着)を被験者とし、1名の被験者に対し3回繰り返した(35ターゲット×3名×3回=315試行)。

各ターゲットに対する視線推定位置の平均と標準偏差を図10に示す。15度間隔に配置された黒点がターゲットであり、そこから延びる矢印の先端が視線推定位置である(つまり矢印は誤差ベクトル)。推定位置を中心とする四角は、標準偏差を示しており、辺の長さが 2σ となっている。たとえば、中央のターゲットCに対する推定位置は左方向に1.8度、下方向に2.1度ずれており、水平/垂直方向の標準偏差は4.5/6.4度である。

4.3 考察

図10から、垂直方向の誤差および標準偏差が、水平方向に比べて大きくなっていることが分かる。これは、Headphone EOGでは垂直方向の振幅が水平方向に比べて小さく、S/N比が低いためであると考えられる。また、中央のターゲットから離れるに従い、誤差およ

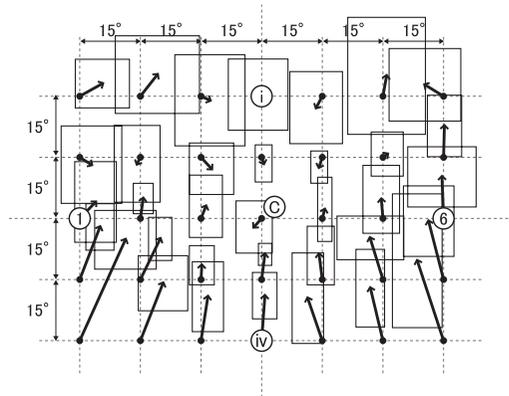


図 10 注視後 5 秒経過時の視線推定位置
Fig. 10 The estimated result 5 s after gazing.

び標準偏差が大きくなる傾向が見られ、最下段では特に大きな誤差が生じている。これは、EOG の非線形性が顕著になるためであると考えている。通常の電極配置では、視線方向が水平 ± 45 度/垂直 $-38.7 \sim 30.7$ 度¹³⁾ の範囲内であれば、EOG は視線に対して線形と見なすことができ、今回用いたターゲットはその範囲内にある。しかし、Headphone EOG は通常の EOG とは異なるため、従来であれば線形と見なせる範囲内であっても、非線形成分を無視することができなくなる。さらに今回の電極配置では、多くの電極が眼球よりも下に配置されているため（図 5 参照）、眼球下転時にはより顕著に非線形性が現れると考えられる。

このように、Headphone EOG では一般的な視線計測デバイス（手法によって異なるが誤差は 1 度未満）に比べると大きな誤差が生じており、正確な視線計測には適していない。しかし、アプリケーション側の工夫により、実質的な精度や使い勝手を向上させることができる。

たとえば、注視開始直後の推定位置を用いれば、推定誤差を小さくすることができる。図 10 で示した推定位置には、視線移動そのものの推定誤差と 5 秒間のドリフトによる誤差の両方が含まれる。つまり注視直後であれば、ドリフトによる誤差はほぼ 0 となり、誤差は小さくなる。具体的には、図 10 の実験結果（注視後 5 秒経過時）での誤差（全ターゲットの誤差の絶対値の平均）は水平 2.5 度/垂直 6.8 度であるのに対し、1 秒経過時点では水平 2.3 度/垂直 5.0 度であった。

また、先に述べたようにオフセットキャリブレーションを操作コマンドの一部に埋め込む

ことで、ユーザによる明示的なキャリブレーションを不要とすることもできる。このような実装は、視線入力インタフェースの一般的な課題である Midas touch problem^{*1}を回避することにも利用できる。さらに、視線方向の絶対値は不要で相対値のみを計測する場合（たとえば、相対的な動きを用いたジェスチャ入力）には、オフセットキャリブレーション自体を省くこともできる。

5. アプリケーション

以上の結果を用いてオーバヘッド型およびインイヤ型ヘッドホンへの実装と、デモアプリケーションの作成を行った。

5.1 オーバヘッド型ヘッドホンへの実装

Headphone EOG の適用例として、イヤパッドが耳介周辺の皮膚に接触するオーバヘッド型ヘッドホンへの実装を行った（図 11）。左右それぞれに導出用の 4 個、さらにリファレンスとアース用の計 10 個のアクティブ型銀-塩化銀電極を、低反発ウレタンの上に配置し、ヘッドホンのイヤパッド部に組み込んでいる。電極と皮膚との接触は、導電性ジェルを染みこませたスポンジを介して行われるため、皮膚表面の凹凸や変形にも柔軟に対応する。

このヘッドホンを使ったアプリケーションの一例が、実世界のオブジェクトとのインタラクションである。ヘッドホンにカメラを装着すれば、撮影画像と視線方向からユーザが注視しているオブジェクトを特定できる（図 11 では、そのために設置した 2 台のカメラが確認できる）。たとえば、中央 右 左 中央 目標オブジェクト注視、という特定の視線の動きを操作コマンドに割り当てれば、Midas touch problem の回避と直前のオフセットキャリブレーションが可能となり、誤認識の少ない注視オブジェクトの特定ができる。これにより、ハンズフリーでの注視対象の画像キャプチャや、QR コードなどのビジュアルタグの読み取りなどが可能となる。

5.2 インイヤ型ヘッドホンへの実装

次に Earphone EOG の適用例として、外耳道の入口部で皮膚に接触するインイヤ型ヘッドホンへの実装を行った（図 12）。外周部に 3 つの銀-塩化銀電極電極、筐体内部にプリアンプを組み込んでいる。

Earphone EOG では、水平方向の眼球運動しか検出できないことやカメラの実装が難し

*1 視線入力インタフェースにおいて、見たものすべてを選択してしまうという問題。選択を意図した注視なのか、単に眺めているだけなのかを視線から判別することができないために起こる。



図 11 オーバヘッド型ヘッドホンプロトタイプ
Fig. 11 Overhead headphone prototype.



図 12 インイヤー型ヘッドホンプロトタイプ
Fig. 12 In-ear headphone prototype.

いなどの理由から、視線の動きを用いたジェスチャ（視線ジェスチャ）入力が主なアプリケーションになると考えられる。光学的な視線検出手法では計測できる範囲に制限があるが、EOG 法では閉眼時も含め可動範囲内のほぼすべての眼球運動を計測できるため、様々な視線の動きをジェスチャとして用いることができる。たとえば、音楽プレーヤの操作や携帯電話の発着信など、日常的によく使う 10 種類程度のコマンドをジェスチャとして登録しておけば、荷物で手がふさがっているような場合でも、視線を動かすだけで機器操作が可能になる。垂直方向の動きも計測できるオーバヘッド型ヘッドホンでは、より多様な視線の動きをジェスチャとして用いることができる。表 1 に、音楽プレーヤ操作を想定したコマンドと視線ジェスチャの設定例を示す。矢印はプリミティブな視線の動きを表しており、たとえば「再生」であれば、視線を（中央）右 左（中央）、「曲送り」であれば、（中央）右（中央）右（中央）と動かせばよい（インイヤー型の場合、視線の上下成分を検出できないため、表中の「 \uparrow 」、「 \downarrow 」は視線の水平成分が中央であればよく、実際に上または下に動かす必要はない）。

現在の実装では、円盤状の銀-塩化銀電極を使用しており、電極位置は固定されている。

表 1 音楽プレーヤにおける視線ジェスチャの設定例
Table 1 An example of eye gestures for music player.

コマンド	視線ジェスチャ
再生/ポーズ	
曲送り	
曲戻し	
音量アップ	
音量ダウン	

そのため、異なる耳介形状に対応できず、使用できるユーザが限られている。また、計測が行えたユーザであっても、複数の電極を安定して皮膚に接触させることは難しい。今後、パネ性を持たせるなど電極構造を改良していくことが必要である。

6. む す び

本論文では、ヘッドホン装着部位に配置した電極を用いて EOG 計測が可能なることを明らかにし、日常生活を阻害することなく視線を計測できることを示した。また、相対的なドリフトの増大、水平/垂直成分の重畳という課題に対し、多数の EOG にカルマンフィルタを適用する手法を試み、その有効性を示した。さらに、2 種類のプロトタイプを製作し、注視によるビジュアルタグの読み取り、視線ジェスチャによる音楽プレーヤの操作が可能なることを確認した。

今後、視線推定精度の向上、さらなるドリフトの削減、耳介形状の違いや皮膚表面の変形にも対応できる電極の開発などに取り組み、視線入力インタフェースを日常生活の中で使えるようにしていきたい。

参 考 文 献

- 1) LaCourse, J.R. and Hludik, F.C., Jr.: An Eye Movement Communication-Control System for the Disabled, *IEEE Trans. BioMed. Eng.*, Vol.37, No.12, pp.1215-1220 (1990).
- 2) Asche, D.R., Cook, A.M. and Van Ness H.W.: A three-electrode EOG for use as a communication interface for the non-vocal, physically handicapped, *Proc. Annu. Conf. Eng. Med. Biol.*, Vol.18, p.2 (1976).
- 3) Law, C.K.H., Leung, M.Y.Y., Xy, Y. and Tso, S.K.: A Cap as Interface for Wheelchair Control, *Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intelligent Robots and Systems*, pp.1439-1444 (2002).
- 4) Tomita, Y., Igarashi, Y., Honda, S. and Matsuo, N.: Electro-Oculography Mouse

- for Amyotrophic Lateral Sclerosis Patients, *Proc. IEEE EMBS*, pp.1780–1781 (1996).
- 5) Gips, J., Olivieri, C.P. and Tecce, J.J.: Direct control of the computer through electrodes placed around the eyes, *Human-Computer Interaction: Applications and Case Studies*, Elsevier, pp.630–635 (1993).
 - 6) Manabe, H. and Fukumoto, M.: Full-time Wearable Headphone-Type Gaze Detector, *Extended Abstracts of CHI 2006*, pp.1073–1078 (2006).
 - 7) 谷口和弘, 西川 敦, 小林英津子, 宮崎文夫, 佐久間一郎: みみスイッチ: 外耳の動きを入力情報とする常時着用型入力装置, *インタラクシオン 2010 予稿集*, pp.243–246 (2010).
 - 8) Ohno, T. and Mukara, N.: A Free-head, Simple Calibration, Gaze Tracking System That Enables Gaze-Based Interaction, *Proc. Eye Tracking Research & Application*, pp.115–122 (2004).
 - 9) 下田 宏, 二階堂義明, 梅田直樹, 林 直樹, 吉川榮和: 頭部装着型インタフェースデバイス (HIDE) の試作と機能評価, *計測自動制御学会論文集*, Vol.36, No.11, pp.972–979 (2000).
 - 10) 松本吉央, 怡土順一, 竹村健太郎, 小笠原司: リアルタイム顔・視線計測システムの開発と知的インタフェースへの応用, *情報処理学会論文誌*, Vol.47, No.SIG15, pp.10–21 (2006).
 - 11) 大賀真理子, 田村 修, 石本寛子, 浅井 香: 視線の方向による眼振の変化の解析, *日本眼科紀要*, Vol.32, pp.1262–1264 (1981).
 - 12) Nagamatsu, T., Kamahara, J. and Tanaka, N.: Calibration-free Gaze Tracking Using a Binocular 3D Eye Model, *Extended Abstracts of CHI2009*, pp.3613–3618 (2009).
 - 13) Kumar, D. and Poole, E: Classification of EOG for Human Computer Interface, *Proc. IEEE EMBS*, pp.64–67 (2002).
 - 14) Gu, J.J., Meng, M., Cook, A. and Faulkner, M.G: A Study of Natural Eye Movement Detection and Ocular Implant Movement Control Using Processed EOG Signals, *Proc. IEEE Intl. Conf. Robotics & Automation*, pp.1555–1560 (2001).
 - 15) 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).
 - 16) 板倉直明, 太田拓臣, 坂本和崇: 視線入力インタフェースのための交流増幅眼電図による視線移動量算出方法の検討, *信学論*, Vol.J90-D, No.10, pp.2903–2913 (2007).
 - 17) Barea, R., Boquete, L., Mazo, M. and Lopez, E.: System for assisted mobility using eye movements based on electrooculography, *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, Vol.10, No.4, pp.209–217 (2002).
 - 18) Yingxi, C. and Newman, W.S.: A Human-Robot Interface Based on Electrooculography, *Proc. IEEE Intl. Conf. Robotics & Automation*, pp.243–248 (2004).
 - 19) Kawasaki, K. and Tamura, T.: Automated measurement of the electro-oculogram

for clinical use, *Documenta Ophthalmologica*, Vol.66, pp.85–94 (1987).

- 20) 久野悦章, 山羊 透, 藤井一幸, 古賀一男, 内川嘉樹: EOG を用いた視線入力インタフェースの開発, *情報処理学会論文誌*, Vol.39, No.5, pp.1455–1462 (1996).
- 21) Hori, J., Sakano, K. and Saitoh, Y.: Development of Communication Supporting Device Controlled by Eye Movements and Voluntary Eye Blink, *Proc. IEEE EMBS2004*, pp.4302–4305 (2004).
- 22) Bulling, A., Roggen, D. and Tröster, G.: It's in Your Eyes – Towards Context-Awareness and Mobile HCI Using Wearable EOG Goggles, *Proc. UbiComp2008*, pp.84–93 (2008).
- 23) Ho, C.K. and Sasaki, M.: Brain-Wave Bio potentials based Mobile Robot Control: Wavelet-Neural Network Pattern Recognition Approach, *IEEE Conf. Systems, Man and Cybernetics*, pp.322–328 (2001).
- 24) Bonnet, P., Buzenac, V., Baylou, P., Najim, M. and Paty, J.: EOG Segmentation Using Kalman and Hysteresis Filters, *Proc. IEEE EMBS1992*, pp.2570–2571 (1992).
- 25) 西田裕明, 野口佳裕, 小松崎篤, 横山和則: 外耳道誘導法による CM 記録用電極 (HN-5) について, *日本耳鼻咽喉科学会会報*, Vol.97, No.9, pp.1613–1620 (1994).
- 26) 片山 徹: 新版応用カルマンフィルタ, 朝倉書店 (2000).

付 録

カルマンフィルタは, 誤差を含む観測値から内部状態を推定する手法であり, ロケットの軌道推定をはじめ多くの応用がなされてきた. 例として次のような線形確率システムを考えてみる.

$$\mathbf{x}_{t+1} = \mathbf{F}_t \mathbf{x}_t + \mathbf{G}_t \mathbf{w}_t \quad (7)$$

$$\mathbf{y}_t = \mathbf{H}_t \mathbf{x}_t + \mathbf{v}_t \quad (8)$$

ここで, \mathbf{y}_t は観測ベクトル, \mathbf{x}_t は内部状態ベクトル, \mathbf{F}_t は状態遷移行列, \mathbf{G}_t は駆動行列, \mathbf{H}_t は観測行列, \mathbf{w}_t , \mathbf{v}_t は平均が 0 のガウス分布に従う雑音ベクトルであり, 以下の共分散行列を仮定する.

$$E \left\{ \begin{bmatrix} \mathbf{w}_t \\ \mathbf{v}_t \end{bmatrix} [\mathbf{w}_s^T, \mathbf{v}_s^T] \right\} = \begin{bmatrix} \mathbf{Q}_t, \mathbf{0} \\ \mathbf{0}, \mathbf{R}_t \end{bmatrix} \delta_{ts} \quad (9)$$

観測値 \mathbf{y}_t から状態の推定値 $\hat{\mathbf{x}}_{t/t}$ ($\hat{\mathbf{x}}_{m/n}$ は時刻 n における時刻 m の状態推定値) を求めるために, カルマンフィルタでは $\hat{\mathbf{x}}_{t-1/t-1}$ から $\hat{\mathbf{x}}_{t/t-1}$ を計算する予測と, 時刻 t における観測値 \mathbf{y}_t と $\hat{\mathbf{x}}_{t/t-1}$ から $\hat{\mathbf{x}}_{t/t}$ を計算する更新の 2 つの手続きを行う.

具体的には，推定誤差共分散行列 $P_{m/n}$ を

$$P_{m/n} = E\{[x_m - \hat{x}_n][x_m - \hat{x}_n]^T\} \quad (10)$$

と書くときに，以下のように計算すればよい．

$$\hat{x}_{t+1/t} = F_t \hat{x}_{t/t} \quad (11)$$

$$\hat{x}_{t/t} = \hat{x}_{t/t-1} + K_t [y_t - H_t \hat{x}_{t/t-1}] \quad (12)$$

$$K_t = P_{t/t-1} H_t^T [H_t P_{t/t-1} H_t^T + R_t]^{-1} \quad (13)$$

$$P_{t+1/t} = F_t P_{t/t} F_t^T + G_t Q_t G_t^T \quad (14)$$

$$P_{t/t} = P_{t/t-1} - K_t H_t P_{t/t-1} \quad (15)$$

カルマンフィルタの詳細については文献 26) を参照されたい．

(平成 22 年 6 月 21 日受付)

(平成 23 年 1 月 14 日採録)



真鍋 宏幸 (正会員)

2001 年東京工業大学大学院総合理工学研究科修士課程修了．同年 NTT ドコモ入社．生体信号を用いたヒューマンインタフェースの研究に従事．



福本 雅朗 (正会員)

NTT ドコモ先進技術研究所主幹研究員．1964 年生まれ．工学博士．1998 年電気通信大学応用電子工学科卒業．1990 年同大学院修士 (電子) 課程修了．同年日本電信電話 (株) 入社．以来，各種インタフェースデバイスの研究に従事．NTT ヒューマンインタフェース研究所を経て，現在 NTT ドコモ先進技術研究所．電子情報通信学会，ヒューマンインタフェース学会，ACM 各会員．